

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE MADRID

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR



**Grado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de
Telecomunicación.**

TRABAJO FIN DE GRADO

**Diseño de una Birdcage Coil de radiofrecuencia para
escáneres de resonancia magnética a 1.5 Tesla usando
modelos circuitales equivalentes.**

**Pablo Andrés Carrión Díaz
Tutor: Juan Córcoles Ortega**

Julio 2020

**Diseño de una Birdcage Coil de radiofrecuencia para
escáneres de resonancia magnética a 1.5T usando modelos
circuitales equivalentes**

**AUTOR: Pablo Carrión Díaz
TUTOR: Juan Córcoles Ortega**

**Grado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de la Telecomunicación
Dpto. de Tecnología Electrónica y de las Comunicaciones. Grupo de
Radiofrecuencia
Escuela Politécnica Superior
Universidad Autónoma de Madrid
Julio de 2020**

Resumen (castellano)

La imagen por resonancia magnética (MRI, por sus siglas en inglés) se define como un método de obtención de imágenes no invasivo del interior del organismo mediante campos magnéticos y ondas de radio.

Para la obtención de estas imágenes mediante este método es necesaria la interacción de diversos componentes electrónicos: El magneto, las bobinas de gradientes y el dispositivo de radiofrecuencia, denominado radiofrequency coil. Sin embargo, es este último componente el que se encuentra en contacto directo con los pacientes intercambiando energía con ellos mediante ondas de radio, por lo que el correcto diseño de éste es fundamental para la salud del paciente introducido en el interior y para la resolución de la futura imagen.

Uno de los modelos de RF coils más populares y desarrollados en los últimos años son las Birdcage Coil. Ya que, debido a su forma de celda constituida por finas cintas de material conductor, son capaces de crear este campo magnético de radiofrecuencia sobre un volumen o sobre la totalidad del objeto o del paciente.

Por otro lado, para obtener una imagen del organismo con una gran resolución, esta Birdcage Coil debe proporcionar un campo magnético de radiofrecuencia lo más homogéneo posible dentro del volumen de interés con el fin de que la interacción con los protones sea uniforme. Esta homogeneidad es posible mediante el correcto cálculo de los distintos elementos circuitales y de las longitudes de cinta conductora que componen Birdcage Coil.

También, mediante el diseño de diversos circuitos con elementos concentrados será posible la entrega de la máxima cantidad de potencia desde el transmisor hacia la carga.

Abstract (English)

Magnetic resonance imaging (MRI) is defined as a non-invasive imaging method using magnetic fields and radio waves with the aim of getting pictures of inside the body.

In order to obtain these images, is necessary the interaction of several electronic components: The magnet, the gradient coils and the radio frequency dispositive called RF coil. However, this last component is in touch with patients, exchanging energy with them using radio frequency waves, for this reason, the design and the function is essential to ensure patient safety and to get the most accurate resolution of the future image.

One of the most popular and most developed RF Coils of the last years is the Birdcage Coil. Since, due to its cage shape constituted by thin tapes of conductive material, they are able to create this radio frequency magnetic field over a volumen or over the whole obbject or pacient.

Furthermore, to obtain a high resolution image, this Birdcage Coil must provide a radio frequency magnetic field as accurate as possible within the volume of interest in order to the interaction with the protons is also uniform. This homogeneity is possible by the correct calcultions of the different element circuits and the length of the conductive tape that make up the Birdcage Coil.

Also, by designing various circuits with lumped elementos it will be posible to deliver the máximo amount of power from the transmitter to the load.

Palabras clave (castellano)

Imagen por resonancia magnética (IRM), resonancia magnética nuclear (RMN), resonador Birdcage Coil, cuadratura, frecuencia de Larmor, región de interés (ROI).

Keywords (inglés)

Magnetic resonance imaging, nuclear magnetic resonance (NMR), Birdcage Coil resonator, quadrature excitation, Larmor frequency, región of interest (ROI).

Agradecimientos

A mis padres y hermanos por haberme apoyado en todo momento en todos mis estudios, proyectos y demás.

A mis amigos, tanto dentro de la universidad como fuera de ella, por haber hecho más llevadero este periodo de mi vida y haber estado conmigo en las buenas y en las malas.

Y, por último pero no menos importante, a Juan por toda la paciencia que ha tenido conmigo durante el desarrollo de este trabajo y por haber sido un guía estupendo.

INDICE DE CONTENIDOS

1	Introducción.....	1
1.1	Motivación.....	1
1.2	Objetivos.....	2
1.3	Organización de la memoria.....	2
2	Estado del arte	5
2.1	Principio de resonancia magnética nuclear	5
2.1.1	Comportamiento del núcleo frente a un campo magnético externo.	5
2.1.2	Magnetización	6
2.1.3	Efectos de un pulso de radiofrecuencia	7
2.2	RF Coils.....	8
2.2.1	Birdcage Coil.....	9
3	Desarrollos teóricos para el diseño.....	11
3.1	Acoplador 90° y 3dB Branch Line	11
3.2	Red de adaptación.....	13
3.2.1	Adaptación con elementos concentrados (adaptación en L)	13
3.3	Radio Frequency Coil.....	15
3.3.1	Excitación en cuadratura.	15
3.3.2	Cálculo de inductancias	17
3.3.3	Análisis del circuito	19
3.3.4	Shield de radiofrecuencia.	21
4	Diseño y análisis del sistema.....	24
4.1	Birdcage coil sin phantom	24
4.1.1	RF Birdcage Coil	24
4.1.2	Red de adaptación y Branch Line.....	25
4.2	Birdcage coil con Phantom.....	28
5	Análisis de los campos electromagnéticos en el Birdcage Coil	31
5.1	Análisis del campo magnético de radiofrecuencia.	31
5.1.1	Campo magnético de radiofrecuencia sin phantom.....	31
5.1.2	Campo magnético de radiofrecuencia con phantom.....	33
5.2	Análisis de la tasa de absorción específica.....	37
6	Conclusiones y trabajo futuro.....	40
6.1	Conclusiones.....	40
6.2	Trabajo futuro	40
	Referencias	42
	Glosario	43
	Anexos.....	- 1 -
A	Manual del programador	- 1 -

INDICE DE FIGURAS

FIGURA 2.1 FLUJO DE CAMPO MAGNÉTICO B_0 EN DIRECCIÓN z .	5
FIGURA 2.2 PRECESIÓN	6
FIGURA 2.3 MAGNETIZACIÓN LONGITUDINAL	6
FIGURA 2.4 EFECTO DEL PULSO DE RF A LA MAGNETIZACIÓN.	7
FIGURA 2.5 VUELTA A LA NORMALIDAD DE LA MAGNETIZACIÓN.	7
FIGURA 2.6 CAMPO B_1 PERPENDICULAR A B_0 .	8
FIGURA 2.7 BIRDCAGE COIL SOBRE UN CUERPO.	9
FIGURA 2.8 HIGH PASS BIRDCAGE COIL (A) Y LOW PASS BIRDCAGE COIL (B)	10
FIGURA 2.9 BAND PASS BIRDCAGE COIL.	10
FIGURA 3.1 ESQUEMA DE RF PARA MRI	11
FIGURA 3.2 ACOPLADOR BRANCH LINE 90° Y 3dB	12
FIGURA 3.3 ACOPLADOR BRANCH LINE CON ELEMENTOS CONCENTRADOS.	12
FIGURA 3.4 ESQUEMA GENERAL DE RED DE ADAPTACIÓN	13
FIGURA 3.5 ZONA DE RESISTENCIA NORMALIZADA $R=1$	14
FIGURA 3.6 RED DE ADAPTACIÓN TIPO 1	14
FIGURA 3.7 RED DE ADAPTACIÓN TIPO 2	15
FIGURA 3.8 PLANO EN EL QUE SE DESCRIBE LA POLARIZACIÓN	15
FIGURA 3.9 FIGURA GEOMÉTRICA SOBRE EL PLANO TRANSVERSAL CON POLARIZACIÓN LINEAL HORIZONTAL (A) Y POLARIZACIÓN LINEAL VERTICAL (B)	16
FIGURA 3.10 CIRCUNFERENCIA DESCRITA EN EL PLANO TRANSVERSAL CON POLARIZACIÓN CIRCULAR POSITIVA ($B1 +$) Y NEGATIVA ($B1 -$)	17
FIGURA 3.11 DISTANCIA ENTRE DOS PIERNAS DEL RESONADOR.	18
FIGURA 3.12 DISTANCIAS ENTRE LOS ELEMENTOS DE LOS ANILLOS DEL MISMO PLANO (A) Y DE PLANOS DISTINTOS (B)	19
FIGURA 3.13 CIRCUITO EQUIVALENTE BAND PASS BIRDCAGE COIL	20
FIGURA 3.14 CIRCUITO EQUIVALENTE A ANALIZAR.	20

FIGURA 3.15 INTERPRETACIÓN DE LAS CORRIENTES CON EL TEOREMA DE LAS IMÁGENES.	22
FIGURA 3.16 DISTANCIA DE LA SHIELD CON RESPECTO AL CENTRO.	22
FIGURA 4.1 BAND PASS BIRDCAGE COIL	24
FIGURA 4.2 PARÁMETROS S DEL RESONADOR SIN CARGA.	25
FIGURA 4.3 CARTA DE SMITH DEL RESONADOR VACÍO SIN ADAPTAR.	26
FIGURA 4.4 RED DE ADAPTACIÓN CON ELEMENTOS CONCENTRADOS EN FORMA DE L.	26
FIGURA 4.5 PARÁMETROS S TRAS LA ADAPTACIÓN DEL RESONADOR.	26
FIGURA 4.6 DISEÑO DE BRANCH LINE EN MICROSTRIP.	27
FIGURA 4.7 BRANCH LINE CON ELEMENTOS CONCENTRADOS.	27
FIGURA 4.8 CIRCUITO BRANCH LINE + RF COIL.	28
FIGURA 4.9 PARÁMETROS S DE CIRCUITO BRANCH LINE + RF COIL.	28
FIGURA 4.10 TABLA DE DISPERSIÓN DEL PHANTOM UTILIZADO.	29
FIGURA 4.11 PARÁMETROS S DEL RESONADOR CARGADO CON EL PHANTOM.	29
FIGURA 4.12 CIRCUITO RESULTANTE DE BRANCH LINE + RF COIL CON PÉRDIDAS.	30
FIGURA 4.13 PARÁMETROS S DEL CIRCUITO BRANCH LINE + RF COIL CON PÉRDIDAS.	30
FIGURA 5.1 REGIÓN DE INTERÉS (ROI).	31
FIGURA 5.2 UNIFORMIDAD DEL CAMPO DE RF PRODUCIDO POR EL RESONADOR A LO LARGO DEL EJE TRANSVERSAL X.	32
FIGURA 5.3 UNIFORMIDAD DEL CAMPO DE RF PRODUCIDO POR EL RESONADOR A LO LARGO DEL EJE TRANSVERSAL Y.	32
FIGURA 5.4 UNIFORMIDAD DEL CAMPO DE RF PRODUCIDO POR EL RESONADOR A LO LARGO DEL EJE LONGITUDINAL Z.	32
FIGURA 5.5 UNIFORMIDAD DEL CAMPO DE RF PRODUCIDO POR EL RESONADOR A LO LARGO DEL EJE TRANSVERSAL X.	33
FIGURA 5.6 UNIFORMIDAD DEL CAMPO DE RF PRODUCIDO POR EL RESONADOR A LO LARGO DEL EJE TRANSVERSAL Y.	33
FIGURA 5.7 UNIFORMIDAD DEL CAMPO DE RF PRODUCIDO POR EL RESONADOR A LO LARGO DEL EJE LONGITUDINAL Z.	34
FIGURA 5.8 CAMPO $\mathbf{B_1} + [\mathbf{T}]$ EN EL CENTRO DEL RESONADOR CARGADO.	34

FIGURA 5.9 CÁLCULO DE B_1^+ EN DISTINTOS PLANOS TRANSVERSALES A LO LARGO DEL PLANO LONGITUDINAL.	35
FIGURA 5.10 COEFICIENTE DE VARIACIÓN E INTENSIDAD MEDIA DEL VALOR ABSOLUTO DEL CAMPO B_1^+ A LO LARGO DEL EJE LONGITUDINAL DEL RESONADOR.	36
FIGURA 5.11 RELACIÓN B_1^+ / B_1^- EN DB DEL RESONADOR EN $Z = 0$ [M].....	36
FIGURA 5.12 RELACIÓN B_1^+ / B_1^- EN DB DEL RESONADOR EN DIFERENTES PLANOS TRANSVERSALES A LO LARGO DEL PLANO LONGITUDINAL.	37
FIGURA 5.13 TASA DE ABSORCIÓN ESPECÍFICA (SAR) EN EL CENTRO DEL RESONADOR.	38
FIGURA 5.14 CORTE TRANSVERSAL Y LONGITUDINAL SOBRE EL PHANTOM.....	38
FIGURA 5.15 TASA DE ABSORCIÓN ESPECÍFICA A LO LARGO DEL EJE Z.....	39
FIGURA 5.16 TASA DE ABSORCIÓN ESPECÍFICA A LO LARGO DEL EJE X.	39

INDICE DE TABLAS

TABLA 2.1 TASA GIROMAGNÉTICA DE LOS DIFERENTES NÚCLEOS DE LOS PROTONES.	6
TABLA 4.1 MEDIDAS DEL RESONADOR.	24
TABLA 4.2 INDUCTANCIAS EFECTIVAS DEL RESONADOR.....	25
TABLA 4.3 COMPARATIVA BRANCH LINE EN MICROSTRIP VS ELEMENTOS CONCENTRADOS.....	27
TABLA 4.4 CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS DEL PHANTOM.	29

1 Introducción

1.1 Motivación

La imagen por resonancia magnética o también conocida como MRI por siglas en inglés, surgió del estudio del fenómeno de la resonancia magnética nuclear (NMR) cuando los físicos Felix Bloch (1905-1983) y Edward Purcell (1912-1997) descubrieron el modo de plasmar las señales de NMR que emitían los protones al ser expuestos a un campo magnético estático externo.

Más adelante, en los años 70, el doctor Raymond Damadian demostró, por medio de la construcción del primer equipo de resonancia magnética, que el mismo proceso de NMR podría ser usado en el campo de la medicina con el fin de poder detectar enfermedades, ya que, dependiendo de la composición, los tejidos emiten señales que varían en su duración en respuesta al campo magnético.

El proceso de obtención de imágenes por resonancia magnética es un proceso muy complejo el cual conlleva la interacción de tres sistemas: En primer lugar, se encuentra el imán principal o también llamado magneto, responsable de generar el campo magnético principal en régimen estático. Un nivel más abajo, se hallan las bobinas de gradiente, cuyo deber es el de generar gradientes en el campo generado por el magneto. A continuación, encontramos el componente sobre el que data este TFG, el sistema o resonador de radiofrecuencia o RF coil. Este componente es el que se encuentra más cercano al paciente o material a analizar.

A través un correcto diseño de este resonador a una cierta frecuencia impuesta por la intensidad del campo magnético estático y de la composición del tejido a analizar, es posible realizar escáneres de los objetos con una resolución bastante alta. Para poder realizar esta imagen es necesario que la RF coil sea diseñada de forma que sea capaz de emitir un campo magnético de radiofrecuencia en la zona de interés con el fin de interactuar con el núcleo del protón.

Por último, está el ordenador, el cual trata las señales recibidas del resonador y realiza la imagen.

1.2 Objetivos

El objetivo principal de este TFG es el de un diseño de la estructura más común para generar el campo magnético de radiofrecuencia (RF) en un escáner para imagen por resonancia magnética: una Birdcage Coil. Este campo de radiofrecuencia, que ha de ser circularmente polarizado, es uno de los tres necesarios (junto con el de gradiente y el estático) para la generación de imágenes con esta técnica. La frecuencia de diseño elegida será la necesaria para un campo magnético estático de 1.5 T, coincidente con la mayoría de los escáneres actuales para cuerpo humano completo. El método de diseño será la utilización de modelos circuitales equivalentes de dicha estructura, aunque se empleará software de simulación electromagnética para la evaluación de sus prestaciones y obtención de una respuesta que permita un eventual diseño de redes de adaptación y aislamiento necesarias para entregar la máxima potencia sin acoplos entre los puertos de la Birdcage Coil.

1.3 Organización de la memoria

La memoria consta de los siguientes capítulos:

- Estado del arte: en este capítulo se describirá el entorno para el cual se desarrollará este TFG, es decir, se verá, a muy alto nivel, el comportamiento del núcleo de los protones antes, durante y después de ser sometidos a un campo de radiofrecuencia. Más adelante, se explicará los diferentes tipos de RF Coils según su funcionalidad y estructura. Por último, se finalizará este capítulo, explicando los conceptos principales de una Birdcage Coil.
- Desarrollos teóricos para el diseño: se describirá muy detalladamente un diagrama de bloques el cual representa la estructura del diseño del sistema de radiofrecuencia para MRI que se seguirá durante todo el TFG. Este capítulo se divide en subcapítulos donde se describe la función de cada componente dentro del sistema, así como los cálculos para un correcto diseño.
- Diseño y análisis del sistema: una vez realizado todos los cálculos en el capítulo de Desarrollos teóricos para el diseño, se propondrá el diseño de una Band Pass Birdcage Coil en el entorno de simulación electromagnética CST Design Studio. Primeramente, se diseñará una coil vacía para analizar sus prestaciones y después se introducirá un objeto, el cual tratará de simular un tejido homogéneo.
- Análisis de los campos electromagnéticos en el Birdcage Coil: una vez validado el diseño del resonador, se procederá a analizar lo que ocurre en su interior, así como el campo magnético de radiofrecuencia creado por el resonador, denominado B_1 en el ámbito de la imagen por resonancia magnética, tasa de absorción específica (SAR), coeficientes de variación... etc, en el momento de su funcionamiento.
- Conclusiones y trabajo futuro: en este capítulo se realizará una pequeña conclusión de todo lo diseñado y analizado durante esta memoria intentando que

sea complementario a lo escrito en el apartado de Objetivos. También, se planteará un sistema más completo a la vez que se propondrán ideas sobre diseños más sofisticados de Birdcage Coils para futuros sistemas de MRI.

2 Estado del arte

2.1 Principio de resonancia magnética nuclear

Por convenio, el núcleo de un protón se describe como una pequeña esfera la cual se encuentra girando sobre su propio eje. Este movimiento se denomina spin. Por otro lado, esta misma esfera contiene en su interior una distribución de cargas, las cuales producirán una carga neta que circula sobre ese mismo eje, es decir, genera una corriente que produce un pequeño campo magnético al que se denominará momento magnético.

2.1.1 Comportamiento del núcleo frente a un campo magnético externo.

Cuando se habla de campo magnético estático externo nos referimos, en realidad, al campo en estática de inducción magnética, denominado B_0 en el ámbito de la imagen por resonancia magnética que apunta en la dirección z . (Figura 2.1)

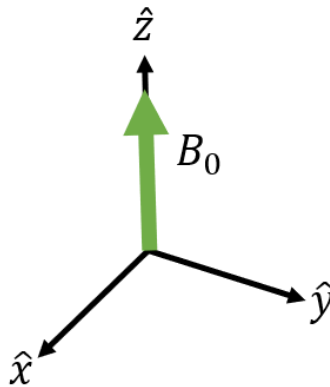


Figura 2.1 Flujo de campo magnético B_0 en dirección \hat{z} .

Antes de someter el objeto a este campo magnético estático, los protones se encuentran distribuidos dentro del objeto de una forma completamente aleatoria. Sin embargo, al ser expuestos a un campo magnético estático en una determinada dirección, éstos se alinean a la misma, pero no necesariamente en el mismo sentido, es decir, algunos de los protones se alinearán en sentido paralelo este campo, aquellos que tengan menor energía, y otros protones en sentido antiparalelo, los que tienen una mayor energía [1].

Otro fenómeno importante es el de precesión, en donde un protón que no está completamente alineado con el campo magnético estático empieza a girar en torno a las líneas del campo a una cierta frecuencia (Figura 2.2) dada por la expresión 2.2. Esta frecuencia se conoce como frecuencia de precesión, frecuencia de Larmor o frecuencia de resonancia del núcleo y es proporcional al campo magnético en estática externo aplicado

$$\omega [MHz] = B_0 [T] \cdot \gamma [MHz/T] \quad (2.2)$$

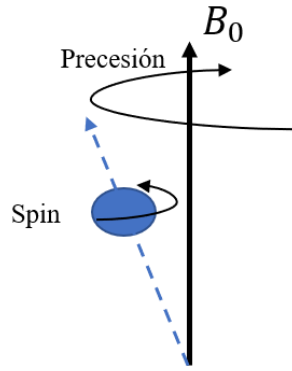


Figura 2.2 Precesión

Donde γ es la tasa giromagnética cuyo valor está condicionado por la estructura del núcleo de los protones. En la tabla Tabla 2.1 se pueden observar la tasa giromagnética para los núcleos de los protones de hidrógeno (H), carbono (C), flúor (F) y nitrógeno (N).

Núcleo	H^1	C^{13}	F^{19}	N^{23}
$\gamma/2\pi[\text{MHz/T}]$	42.58	10.71	40.08	11.27

Tabla 2.1 Tasa giromagnética de los diferentes núcleos de los protones.

Debido a la abundante concentración de agua en el organismo, el núcleo analizado en los sistemas de resonancia magnética nuclear es el del hidrógeno.

2.1.2 Magnetización

Como se ha comentado anteriormente, los protones se encuentran en paralelo a la dirección del campo magnético estático o en sentido antiparalelo al mismo, dependiendo de su energía, mientras precesan entorno a las líneas del campo [1]. Es decir, en un sistema cartesiano natural algunos protones tendrán su momento magnético en sentido $+\hat{z}$ mientras que otros lo tienen en sentido $-\hat{z}$. Sin embargo, al haber más protones en sentido paralelo al campo que en sentido antiparalelo, se producirá una magnetización neta (M) en sentido $+\hat{z}$. Esto se traduce en que, al someter un objeto a un campo magnético estático, este se magnetiza, es decir, adquiere su propio campo magnético en el sentido del campo excitante, este proceso se denomina magnetización longitudinal (M_L) (Figura 2.2).

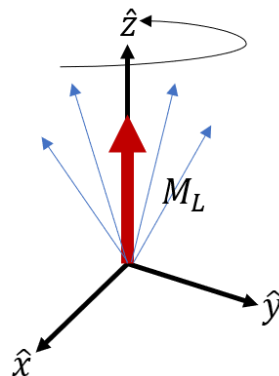


Figura 2.3 Magnetización Longitudinal

2.1.3 Efectos de un pulso de radiofrecuencia

Con el fin de poder perturbar la alineación de los protones intercambiando energía con ellos, se utiliza una secuencia de pulsos de radiofrecuencia. Este cambio de energía es efectivo cuando el pulso tiene la misma frecuencia que la frecuencia de precesión o de Larmor. Es decir, se encuentran en resonancia.

Cuando la onda disipa energía en los protones, muchos de ellos (aquellos que aumentan su energía) cambian el sentido de sus momentos magnéticos, reduciendo considerablemente la magnetización longitudinal (M_L). Por otro lado, el pulso alinea los protones en fase, orientándolos a la misma dirección al mismo tiempo, lo que da lugar a un vector magnético orientado según el giro que ordene el pulso, es decir, se produce una magnetización transversal (M_T) (Figura 2.4).

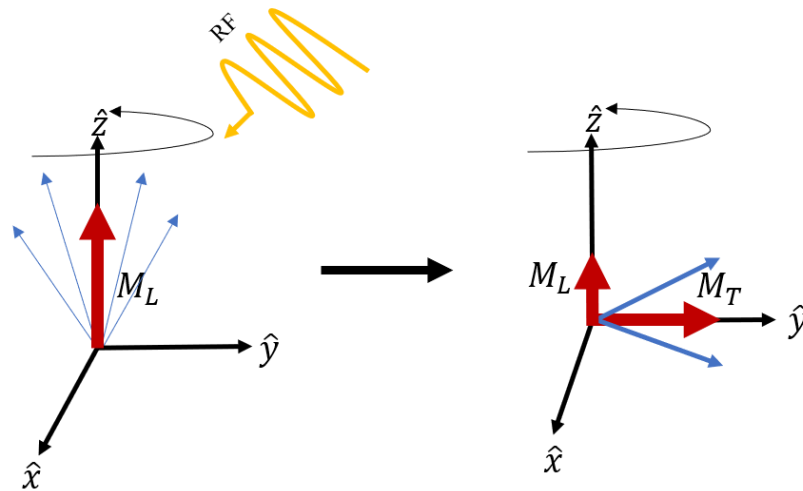


Figura 2.4 Efecto del pulso de RF a la magnetización.

Sin embargo, al enviar pulsos de RF separados un cierto tiempo, los núcleos vuelven a perder la magnetización transversal, volviendo a depender únicamente del campo externo estático aplicado (B_0) volviendo así a tener una magnetización longitudinal (Figura 2.5).

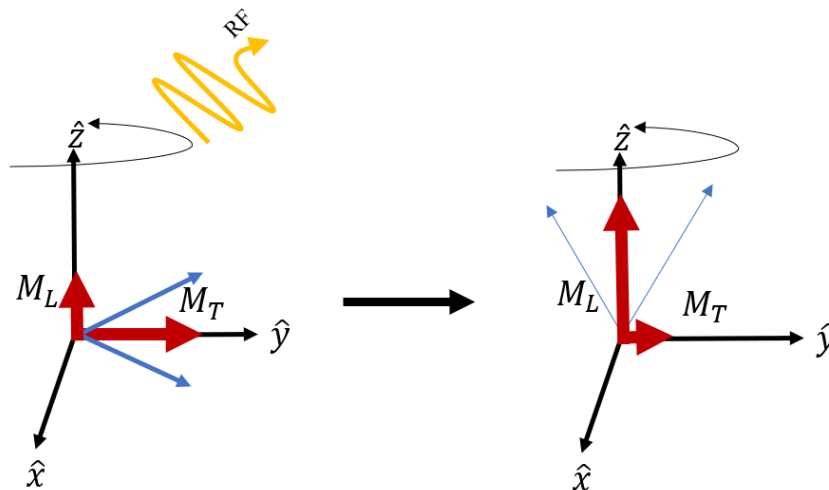


Figura 2.5 Vuelta a la normalidad de la magnetización.

2.2 RF Coils

La estructura encargada de generar este campo de radiofrecuencia descrito anteriormente se denomina, RF coil. En otras palabras, su principal función es el de conseguir una excitación efectiva del núcleo de los protones y que de este modo se produzca una transmisión de energía desde la magnetización longitudinal a la transversal.

Este campo de radiofrecuencia, que ha de ser polarizado circularmente, se denomina B_1 y es perpendicular al campo externo estático B_0 . (Figura 2.6)

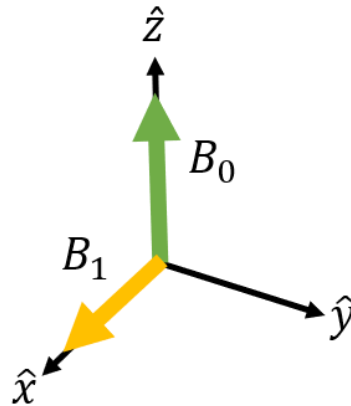


Figura 2.6 Campo B_1 perpendicular a B_0 .

Este tipo de dispositivos radiantes pueden dividirse en dos grupos dependiendo de su funcionalidad:

- Transmisión. Tienen que ser capaces de generar un campo B_1 perpendicular al campo magnético estático B_0 y lo más uniforme posible dentro del volumen de interés, con el fin de que los protones sean excitados de manera uniforme para lograr una buena resolución de la futura imagen.
- Recepción. Tienen que ser capaces de capturar el flujo magnético neto del protón excitado induciendo una corriente en la estructura.

Por otro lado, dependiendo de su estructura, las RF coils pueden dividirse en otros dos grupos:

- Coils volumétricas. Este tipo de RF coils, son usados tanto para recepción como para transmisión. Debido a su estructura, pueden cubrir completamente un volumen.
- Coils superficiales. Son RF coils de solo recepción. Debido a su forma permiten la colocación sobre la parte del cuerpo dentro de la cual se desea obtener una imagen. Son muy útiles en regiones del cuerpo localizadas.

Este TFG se centrará en el diseño de una coil volumétrica que puede actuar tanto de transmisor como de receptor. Esta se denomina comúnmente como Birdcage Coil.

2.2.1 Birdcage Coil

Este tipo de resonadores son las más comunes en el ámbito de la imagen por resonancia magnética debido a que, por su estructura, es capaz de escanear un volumen, y por su funcionalidad, pueden ser utilizadas como transmisores, ya que son capaces de crear un campo magnético uniforme en el interior del volumen [2] y como receptor, ya que tienen un alto nivel de señal a ruido (SNR).

Un ejemplo de utilización de una Birdcage Coil sobre un cuerpo se encuentra en la Figura 2.7. Donde se puede ver la dirección del campo de radiofrecuencia generado por la Birdcage Coil (B_1) perpendicular a la dirección del campo magnético estático (B_0).

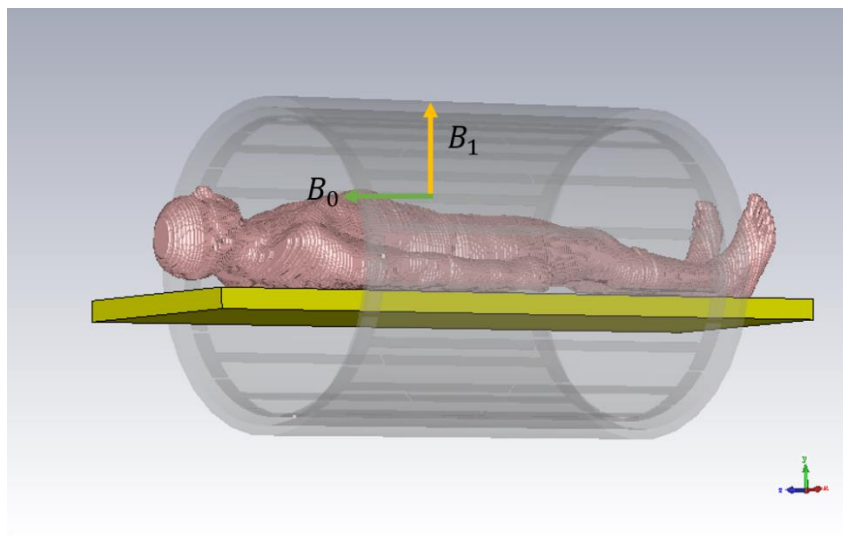


Figura 2.7 Birdcage coil sobre un cuerpo.

Este tipo de resonadores están formada por dos anillas conductoras, conocidas como “End rings” a los extremos unidas por un número par de elementos, también conductores, llamados piernas o “Legs”. Estas anillas y piernas están a su vez constituidas por condensadores los cuales se encargan del almacenamiento de energía eléctrica.

Dependiendo de la distribución de los condensadores en la estructura, se puede dividir el resonador en dos tipos principalmente: high pass coil donde, como se puede ver en la figura 2.8a, los condensadores están dispuestos a lo largo de los anillos, y low pass coil donde, en la figura 2.8b se puede ver que los condensadores se encuentran en las piernas.

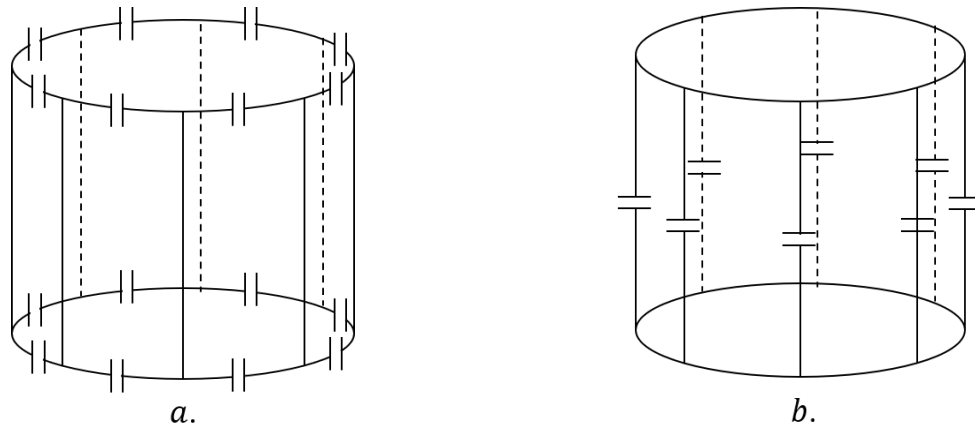


Figura 2.8 High Pass Birdcage coil (a) y Low Pass Birdcage coil (b)

Por último, un tercer tipo de Birdcage Coil puede ser obtenido combinando el resonador paso alto con el paso bajo. Dando lugar al resonador paso banda, en el que los condensadores se encuentran tanto en las piernas como en los anillos (figura 2.9).

Nos centraremos en el diseño de este último tipo de coil a lo largo de este TFG.

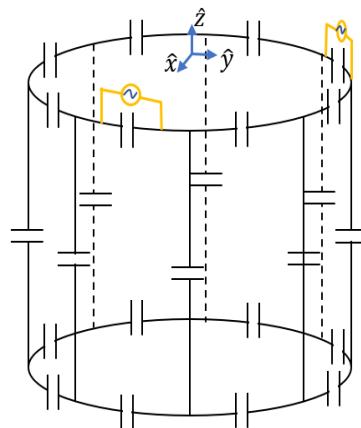


Figura 2.9 Band Pass Birdcage Coil.

Comúnmente, estos resonadores son excitados por dos puntos separados 90° entre sí con el fin de generar una polarización circular. En este caso, se dice que la coil está siendo excitada en cuadratura.

3 Desarrollos teóricos para el diseño

El sistema de radiofrecuencia que se desarrollará en este TFG presenta la siguiente forma:

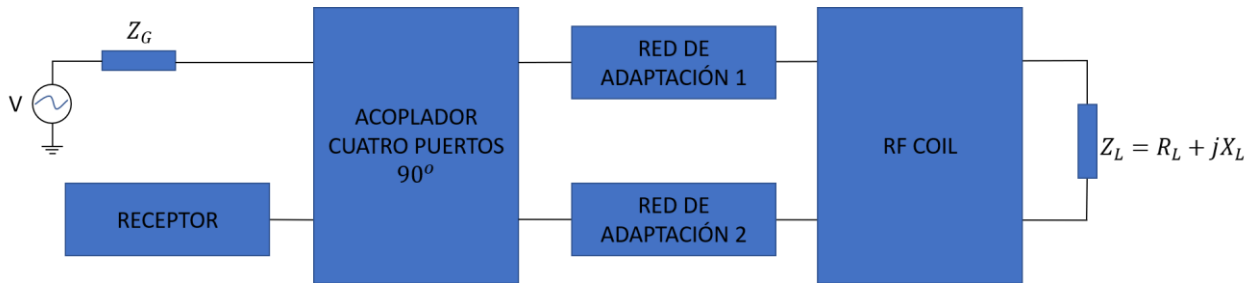


Figura 3.1 Esquema de RF para MRI.

Como se ha comentado anteriormente, el resonador es un sistema que se excita por dos puertos desfasados 90° entre sí. Es por ello por lo que se diseñará un acoplador de cuatro puertos Branch Line de 90° y 3dB de cuatro puertos con el fin de que el resonador sea alimentado por medio de una única señal a través de un puerto y también con el fin de poder recoger la respuesta al mismo por otro puerto. Los dos puertos restantes se destinarán a la excitación del resonador. Además, para poder cumplir la condición de máxima transferencia de potencia, explicada más adelante, será necesario el diseño de dos redes de adaptación, una para cada puerto.

Como bloque final, encontramos la RF coil, que como se describió en el capítulo de Estado del arte, se trata de una Band Pass Birdcage Coil, el cual, actuará tanto de transmisor como de receptor de una carga situada en el interior. Esta carga viene representada en el esquema como Z_L y se trata de un Phantom, es decir, un objeto homogéneo con ciertas características eléctricas similares a las de un cuerpo humano, utilizados para ajustar, evaluar y analizar el comportamiento de dispositivos de imágenes.

A continuación, se hablará más detalladamente de cada uno de los bloques de este sistema y todos los cálculos que conllevan.

3.1 Acoplador 90° y 3dB Branch Line

Un acoplador tipo Branch Line se define como un dispositivo adaptado, recíproco, sin pérdidas y con dos planos de simetría, cuyo fin es el de dividir la potencia entre un puerto de entrada y dos puertos de salida. Estas señales de salida tienen un desfase de 90° entre sí y una potencia igual a la mitad de la potencia de entrada, es decir 3dB menos. Esto es posible por la acción de las líneas de transmisión que hay en el interior.

La estructura de un acoplador Branch Line es la siguiente:

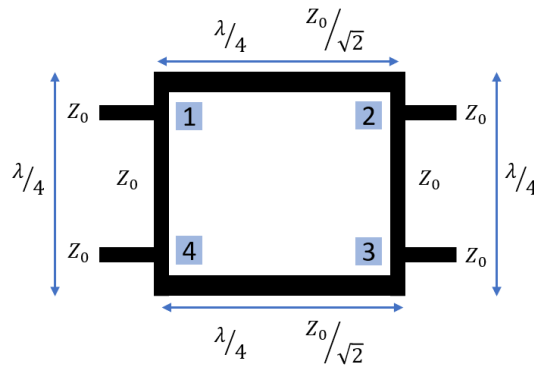


Figura 3.2 Acoplador Branch Line 90° y 3dB

El presente acoplador está formado por cuatro transformadores de un cuarto de longitud de onda ($\lambda/4$) cada una, con impedancias características de $Z_0/\sqrt{2}$ y Z_0 , los cuales producen un desfase de la señal de entrada de 90° cada vez que son atravesadas.

En este caso, la señal de entrada se producirá por el puerto 1, mientras que los puertos 2 y 3 llevarán las señales de salidas, y, por último, el puerto 4 es el puerto que será cargado con una impedancia del mismo valor a la impedancia característica igual a 50Ω en este caso.

Su matriz de dispersión o matriz de parámetros S siguen la siguiente forma.

$$S = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 & -j & -1 & 0 \\ -j & 0 & 0 & -1 \\ -1 & 0 & 0 & -j \\ 0 & -1 & -j & 0 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Cuando las bandas de frecuencia a las que se trabajan son relativamente bajas, es posible que la construcción de este tipo de acopladores no sea factible debido al tamaño de las líneas (expresión 3.2), es por ello, por lo que se puede emplear su circuito equivalente con elementos concentrados (figura 3.3) [3].

$$\lambda [m] = \frac{c_0 [m/s]}{\sqrt{\epsilon_r} f [Hz]} \quad (3.2)$$

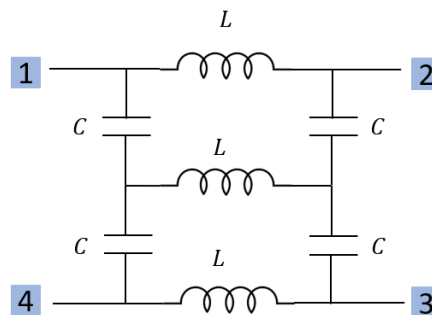


Figura 3.3 Acoplador Branch Line con elementos concentrados.

Donde los valores de L y C siguen las ecuaciones 3.3 y 3.4 respectivamente.

$$L = \frac{Z_0}{2\pi f} \quad (3.3)$$

$$C = \frac{1}{2\pi f Z_0} \quad (3.4)$$

3.2 Red de adaptación

La adaptación de impedancias (figura 3.4) consiste en conseguir que la impedancia equivalente de Thevenin a la salida de un generador sea igual a la conjugada de la impedancia equivalente de entrada de una carga a la que se conecta. Su objetivo es establecer la máxima transferencia de potencia cuando toda la potencia disponible en el generador es entregada a la carga. Como se ha dicho, esto es posible si y solo si $Z_G = Z_{in}^*$ y $Z_{out} = Z_L^*$, es decir, cuando la impedancia de salida del generador sea igual al conjugado de la impedancia de entrada a la red y cuando la impedancia de salida de la red sea igual al conjugado de la impedancia de entrada a la carga.

Las redes de adaptación con la que se consiguen esta transferencia de potencia están constituidas por elementos concentrados o por líneas de transmisión.

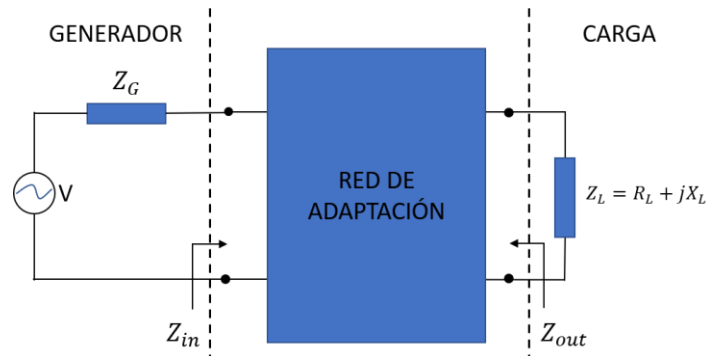


Figura 3.4 Esquema general de red de adaptación.

En el ámbito de la MRI, casi siempre se trabaja en el orden de frecuencias de MHz ya que las estructuras diseñadas tienen que estar en el mismo orden de magnitud que el cuerpo humano o partes de este.

3.2.1 Adaptación con elementos concentrados (adaptación en L)

La adaptación en L se divide en dos tipos de redes dependiendo de la posición de la carga ($Z_L = R_L + jX_L$) a adaptar en la carta de Smith. Estas configuraciones la diferenciaremos como tipo 1 y tipo 2 [4].

Si la carga se encuentra dentro del círculo de resistencia normalizada $R = 1$ (Figura 3.5), se colocará un elemento reactivo con una susceptancia asociada jB en paralelo a la carga, con el fin de que la parte real, es decir, la parte resistiva de la combinación ($jB // R_L$), sea igual a la parte resistiva de la impedancia de fuente (R_S) (expresión 3.5). A continuación, se cancelará la parte reactiva de la combinación añadiendo un elemento en serie con reactancia igual y opuesta a la reactancia de la combinación (expresión 3.6). A esta configuración se denominará a partir de ahora como tipo 1 (Figura 3.6) [5].

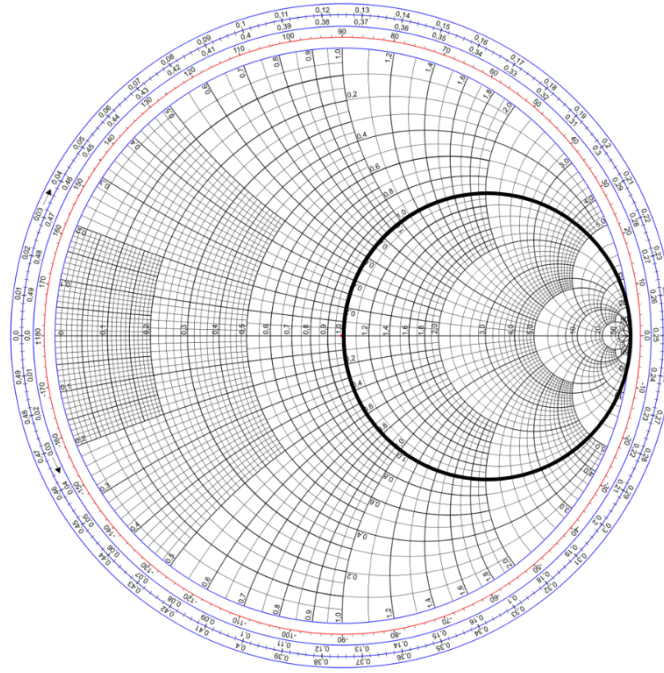


Figura 3.5 Zona de resistencia normalizada R=1

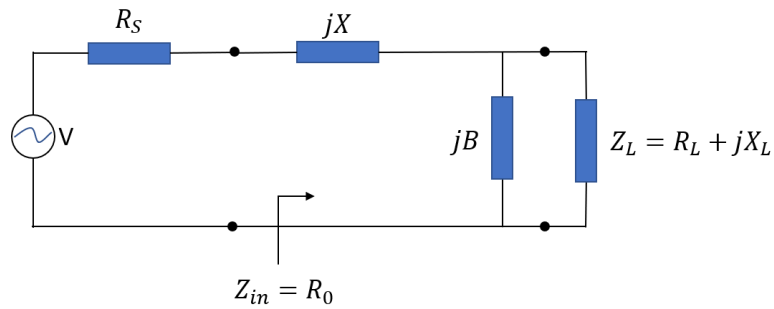


Figura 3.6 Red de adaptación tipo 1.

$$B = \frac{X_L \pm \sqrt{\frac{R_L}{Z_0}(R_L^2 + X_L^2 - Z_0 R_L)}}{R_L^2 + X_L^2} \quad (3.5)$$

$$X = \frac{B Z_0 R_L - X_L}{1 - B X_L} \quad (3.6)$$

Si por el contrario la carga se encuentra fuera del círculo de resistencia normalizada $R = 1$, se seguirá la misma lógica que se siguió para el caso anterior, pero en distinto orden, primero se cancelará la parte reactiva de la carga (expresión 3.7) con una reactancia en serie y después, con una susceptancia en paralelo, se igualarán las partes reales de la fuente y la carga (expresión 3.8). Esta configuración se denominará tipo 2 (figura 3.7) [5].

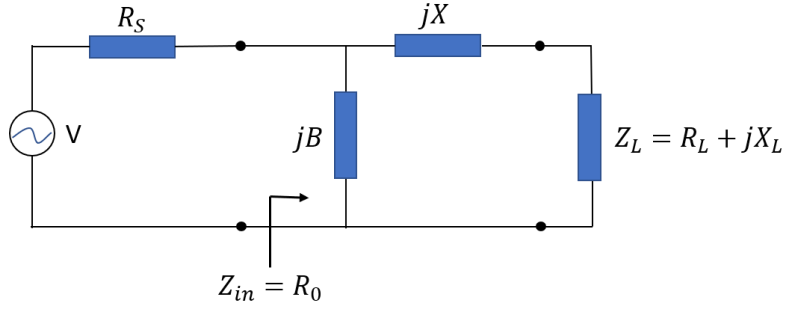


Figura 3.7 Red de adaptación tipo 2.

$$X = \pm \sqrt{R_L(Z_0 - R_L)} - X_L \quad (3.7)$$

$$B = \pm \frac{1}{Z_0} \sqrt{\frac{(Z_0 - R_L)}{R_L}} \quad (3.8)$$

3.3 Radio Frequency Coil

En el capítulo de Estado del arte se habló de los diferentes tipos de coils que pueden haber dependiendo de su funcionalidad y estructura. Como se comentó en aquel capítulo, este TFG se centrará en el diseño de una Band Pass Birdcage Coil, el cual es una coil de tipo volumétrico usado tanto para transmisión como para recepción.

Este apartado se centrará en los cálculos necesarios para el diseño de dicha coil y el tipo de excitación que requiere.

3.3.1 Excitación en cuadratura.

Se define polarización como el lugar geométrico de los puntos descritos por el campo eléctrico o magnético al variar en el tiempo sobre un plano transversal al sentido de la propagación. (Figura 3.8) [6].

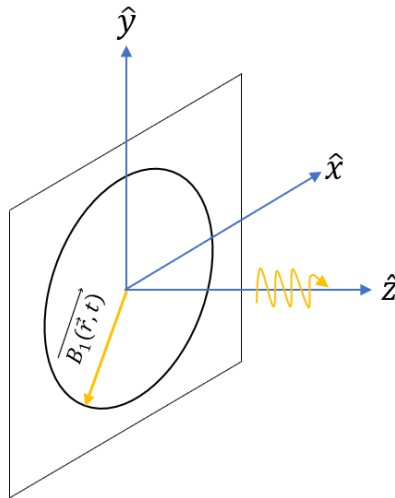


Figura 3.8 Plano en el que se describe la polarización.

Anteriormente se comentó que el campo dentro de la Birdcage Coil será polarizado circularmente. Esta polarización se conseguirá mediante dos polarizaciones lineales ortogonales entre sí, es decir, una lineal horizontal y otra vertical cuyas expresiones se representan a continuación tanto en el tiempo (izquierda) como en fasores para régimen permanente sinusoidal (RPS) (derecha):

$$\vec{B}_1(\vec{r}, t) = B_1^x \cos(\omega t - kz) \hat{x} \longrightarrow \vec{B}_1(\vec{r}) = (B_1^x \hat{x}) e^{-jkz} \quad (3.9)$$

$$\vec{B}_1(\vec{r}, t) = B_1^y \cos\left(\omega t - kz + \frac{\pi}{2}\right) \hat{y} \longrightarrow \vec{B}_1(\vec{r}) = \left(B_1^y e^{j\frac{\pi}{2}} \hat{y}\right) e^{-jkz} \quad (3.10)$$

Donde ω representa la velocidad angular a la frecuencia de resonancia o de Larmor y k es el número de onda, cuya ecuación viene dada por:

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (3.11)$$

En la figura 3.9 se puede observar la representación geométrica que describiría cada polarización sobre el plano transversal. Donde B_1^y y B_1^x representan las componentes transversales, x e y , al sentido de propagación, que en este caso es z .

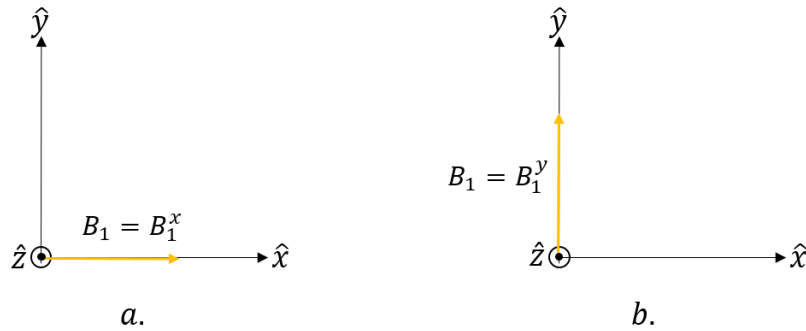


Figura 3.9 Figura geométrica sobre el plano transversal con polarización lineal horizontal (a) y polarización lineal vertical (b).

Al realizar una combinación de las dos polarizaciones se obtiene un campo con la siguiente expresión tanto en el tiempo como en fasor en RPS:

$$\vec{B}_1(\vec{r}, t) = B_1^x \cos(\omega t - kz) \hat{x} + B_1^y \cos\left(\omega t - kz + \frac{\pi}{2}\right) \hat{y} \quad (3.12)$$

$$\text{RPS} \longrightarrow \vec{B}_1(\vec{r}) = (B_1^x \hat{x} + B_1^y e^{j\frac{\pi}{2}} \hat{y}) e^{-jkz} \quad (3.13)$$

Para que la polarización circular sea efectiva, B_1^x debe tener el mismo valor que B_1^y . Dando lugar a una circunferencia como representación geométrica sobre el plano transversal (Figura 3.10).

Teniendo como referencia un observador que ve venir la onda polarizada circularmente. Esta, puede girar en sentido de las agujas del reloj (CW) cuando esta polarización es positiva, y en sentido contrario a las agujas del reloj (CCW) cuando esta polarización es negativa. En el ámbito de imagen por resonancia magnética estas dos polarizaciones se

denominan B_1^+ cuando la onda está girando en sentido de las agujas del reloj y B_1^- cuando lo hace en el sentido contrario (Figura 3.10).

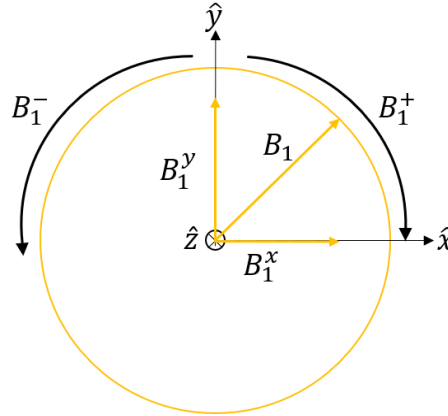


Figura 3.10 Circunferencia descrita en el plano transversal con polarización circular positiva (B_1^+) y negativa (B_1^-).

En el caso de imagen por resonancia magnética, la polarización utilizada es la dada por B_1^+ ya que sigue el mismo sentido de precesión del núcleo de los protones.

3.3.2 Cálculo de inductancias

Una de las principales complejidades que se encuentran a la hora del diseño de una RF coil es el cálculo de autoinductancias e inductancias mutuas, ya que los resonadores están formados principalmente por finas cintas de cobre que simulan las piernas y los anillos laterales unidos entre sí por condensadores.

El elemento circuital que representa esta inductancia es una bobina, cuyo valor se calcula con la ecuación 3.14.

$$L_n^{eff} = L_n^{self} + \sum_{m=1, m \neq n}^k \delta_{nm} \left| \frac{l_m}{l_n} \right| M_{m,n} \quad (3.14)$$

Donde δ_{nm} depende del ángulo que forman las corrientes dentro de la estructura para un n y m determinado siendo igual a -1 cuando $\cos(\alpha) < 0$, 0 cuando $\cos(\alpha) = 0$ y 1 cuando $\cos(\alpha) > 0$ [7].

3.3.2.1 Autoinductancias

La autoinductancia es la cantidad de flujo magnético por unidad de corriente que hace un cable sobre sí mismo.

El cálculo de la autoinductancia se realiza por medio de las siguientes ecuaciones [8]:

$$L_{self}^{LEG} = 0.2 l_{LEG} \left[\ln \left(\frac{2 l_{LEG}}{w_{LEG}} \right) + 0.5 \right] \quad (3.15)$$

$$L_{self}^{ER} = 0.2l_{ER} \left[\ln \left(\frac{2l_{ER}}{w_{ER}} \right) + 0.5 \right] \quad (3.16)$$

Donde:

- $l_{LEG/ER}$ representa la longitud de la pierna o del anillo en cm.
- $w_{LEG/ER}$ representa el ancho de la pierna o del anillo.

La longitud de un segmento del anillo puede ser calculado como:

$$l_{ER} = \frac{2\pi R_{coil}}{N} \quad (3.17)$$

3.3.2.2 Inductancia mutua

La inductancia mutua es la inductancia que se da cuando una bobina se encuentra cerca de otra. Debido a la distribución de piernas y segmentos en los anillos, cabe esperar que se produzca este fenómeno entre los diferentes elementos.

En las piernas esta inductancia es calculada como la de dos elementos en paralelo [8] como muestra la siguiente figura:

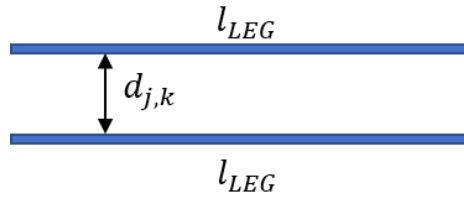


Figura 3.11 Distancia entre dos piernas del resonador.

$$L_{j,k}^{leg} = 0.2l_{LEG} \left[\ln \left(\frac{l_{LEG}}{d_{j,k}} + \sqrt{1 + \frac{l_{LEG}^2}{d_{j,k}^2}} + \frac{d_{j,k}}{l_{LEG}} \right) \right] \quad (3.18)$$

Donde:

- $l_{LEG/ER}$ es la longitud de las piernas.
- $d_{j,k}$ es la distancia entre los centros de cada pierna.

Por otro lado, en los anillos, existe este fenómeno por la proximidad que existe entre todos los segmentos del mismo plano (figura 3.12a) y también los que se encuentran en otro plano (figura 3.12b).

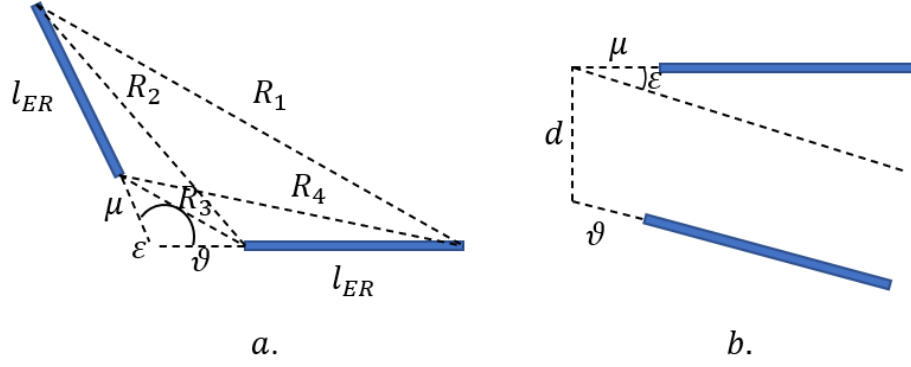


Figura 3.12 Distancias entre los elementos del mismo plano (a) y de planos distintos (b).

Teniendo en cuenta lo anterior, el cálculo de inductancias se puede realizar con la ecuación 3.19 para segmentos de ER que se encuentran en el mismo plano [8].

$$L_{j,k}^{ER} = 0.2 \cos \varepsilon \left[(\mu + l_{ER}) \tanh^{-1} \left(\frac{l_{ER}}{R_1^{j,k} + R_1^{j,k}} \right) + (\vartheta + l_{ER}) \tanh^{-1} \left(\frac{l_{ER}}{R_1^{j,k} + R_4^{j,k}} \right) - \mu \tanh^{-1} \left(\frac{l_{ER}}{R_3^{j,k} + R_4^{j,k}} \right) - \vartheta \tanh^{-1} \left(\frac{l_{ER}}{R_3^{j,k} + R_4^{j,k}} \right) \right] \quad (3.19)$$

Y cuando queremos calcular la inductancia entre dos segmentos situados en planos distintos a distancia d utilizamos la ecuación 3.20 [8].

$$\begin{aligned} \tilde{L}_{j,k}^{ER} = 0.2 \cos \varepsilon & \left[(\mu + l_{ER}) \tanh^{-1} \left(\frac{l_{ER}}{\widetilde{R}_1^{j,k} + \widetilde{R}_2^{j,k}} \right) \right. \\ & + (\vartheta + l_{ER}) \tanh^{-1} \left(\frac{l_{ER}}{\widetilde{R}_1^{j,k} + \widetilde{R}_4^{j,k}} \right) - \mu \tanh^{-1} \left(\frac{l_{ER}}{\widetilde{R}_3^{j,k} + \widetilde{R}_4^{j,k}} \right) \\ & \left. - \vartheta \tanh^{-1} \left(\frac{l_{ER}}{\widetilde{R}_2^{j,k} + \widetilde{R}_3^{j,k}} \right) \right] - \frac{\Omega d}{\sin(\varepsilon)} \end{aligned} \quad (3.20)$$

Donde:

$$\Omega = \tan^{-1} \left(\frac{d^2 \cos(\varepsilon) + (\mu + l_{ER})(\vartheta + l_{ER}) \sin^2(\varepsilon)}{d \widetilde{R}_1^{j,k}} \right) \quad (3.21)$$

d , denota la distancia que existe entre un elemento del primer plano y del segundo y $\widetilde{R}_1^{j,k}$ puede ser calculado como:

$$\widetilde{R}_m^{j,k} = \sqrt{(R_1^{j,k})^2 + d^2} \quad (3.22)$$

3.3.3 Análisis del circuito

Debido a la simetría que presenta la estructura y lo comentado en el apartado anterior, es relativamente sencillo saber el circuito equivalente de un resonador paso banda [9] (figura 3.13).

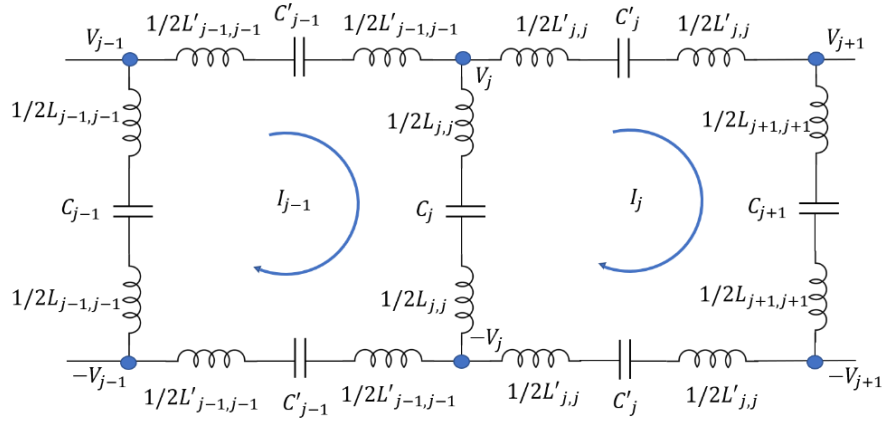


Figura 3.13 Circuito equivalente Band Pass Birdcage Coil.

Donde:

- $L'_{j,j}$ denota la autoinductancia de los conductores usados para conectar las capacidades, los anillos.
- $L_{j,j}$ denota la autoinductancia del conductor que representa la pierna j .
- C_j representa la capacidad del condensador en la pierna j .
- C'_j representa la capacidad del condensador conectado entre la pierna j y $(j + 1)$

Por motivos de simplicidad todos los condensadores tendrán el valor de C , los conductores de las piernas L y los conductores de los anillos L' .

En el caso de paso banda, es necesario hallar el valor de las capacidades que se encuentran en los anillos y en las piernas con el fin de que la estructura al completo resuene a una frecuencia determinada. Para dicho cálculo se ha analizado el siguiente circuito basado en el de la figura anterior:

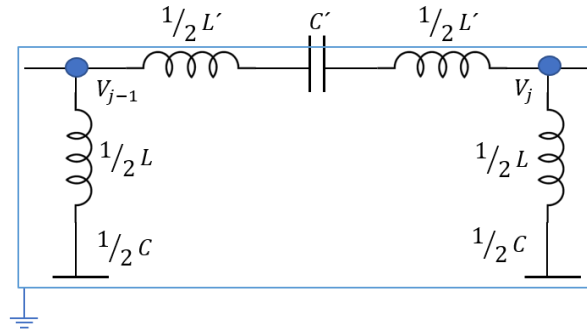


Figura 3.14 Circuito equivalente a analizar.

Dando lugar a las siguientes ecuaciones:

$$V_j = \frac{1}{2} (I_j - I_{j-1}) \left[j\omega L + \frac{1}{j\omega C} \right] \quad (3.23)$$

$$-\Delta V = V_{j-1} - V_j = I_j \left[j\omega L' + \frac{1}{j\omega C'} \right] \quad (3.24)$$

$$C' = \frac{I_j}{-\omega^2 I_j L' - j\omega (V_{j-1} - V_j)} \quad (3.25)$$

Donde las incógnitas son, las corrientes y el valor de la capacidad situada en los anillos.

Debido a simetría cilíndrica, las corrientes I_j deben satisfacer la condición de periodicidad $I_{j+N} = I_j$ donde N es el número de piernas que tiene el resonador. Es por ello por lo que las N soluciones linealmente independientes, también llamados modos, son [10]:

$$(I_j)_m = \begin{cases} \cos \frac{2\pi m j}{N} & m = 0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \\ \sin \frac{2\pi m j}{N} & m = 1, 2, \dots, \frac{N}{2} - 1 \end{cases} \quad (3.26)$$

Donde $(I_j)_m$ denota la solución m de la corriente I_j . Por otro lado, el valor de la corriente en las piernas es de:

$$(I_j)_m - (I_{j-1})_m = \begin{cases} -2 \sin \frac{\pi m}{N} \sin \frac{2\pi m(j-1/2)}{N} & m = 0, 1, 2, \dots, \frac{N}{2} \\ 2 \sin \frac{\pi m}{N} \cos \frac{2\pi m(j-1/2)}{N} & m = 1, 2, \dots, \frac{N}{2} - 1 \end{cases} \quad (3.27)$$

La solución o el modo que emplearemos es la de $m = 1$ ya que nos proporciona una variación de corriente sobre los elementos de la forma $\sin(\theta)$ y $\cos(\theta)$, siendo θ el argumento resultante al sustituir $m = 1$ en las ecuaciones 3.26 y 3.27. El motivo por el cual se ha elegido esta solución es debido a que esta distribución de corriente da lugar a una variación constante del campo magnético dentro de un elemento cilíndrico [10] lo cual nos proporciona la estabilidad de campo que necesitamos.

3.3.4 Shield de radiofrecuencia.

Una RF shield es una estructura muy común en el ámbito de la radiofrecuencia y también de imagen por resonancia magnética (MRI). En MRI se trata de una estructura que envuelve el resonador y cuyos objetivos son los siguientes:

En primer lugar, como se ha venido comentando desde el principio, la coil se diseña para proporcionar un campo magnético de radiofrecuencia a una frecuencia dependiente del campo magnético externo estático que se le aplique. Estas frecuencias, sin embargo, pueden entrar en conflicto con otras bandas de frecuencias ya usadas por centros que se encuentren en las proximidades. Es por ello por lo que la shield permite que no se produzca interferencia entre los dos sistemas.

Por otro lado, la RF shield, elimina los desequilibrios de la corriente al igual que las distorsiones que pueden haber de campo dando lugar a un campo más homogéneo [11].

También, establece una forma de aislamiento del resonador con los demás elementos electrónicos que se encuentran en el sistema de MRI.

Al estar incluyendo un elemento conductor alrededor de otro conductor por el cual está circulando una cierta corriente debemos prestar atención al método de las imágenes. En concordancia a éste, el campo producido por la corriente inducida en la shield es idéntico al campo producido por la imagen de la corriente original. Como en este caso los

elementos se encuentran en paralelo, la corriente de la imagen seguirá la misma dirección que la corriente en la coil pero en sentido contrario (Figura 3.15)

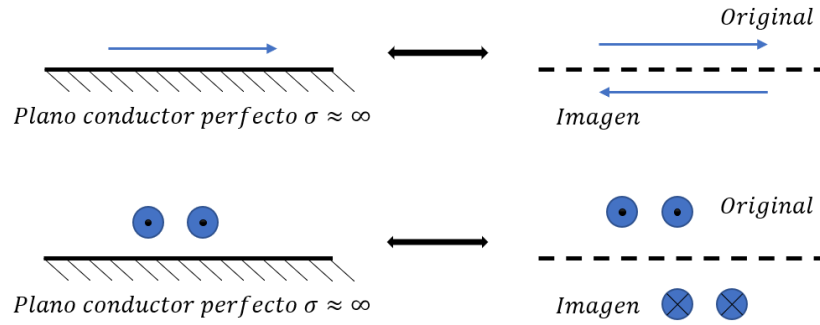


Figura 3.15 Interpretación de las corrientes con el teorema de las imágenes.

Por otro lado, siguiendo la figura 3.16 se podrá calcular la distancia a la que se encontrarían las imágenes.

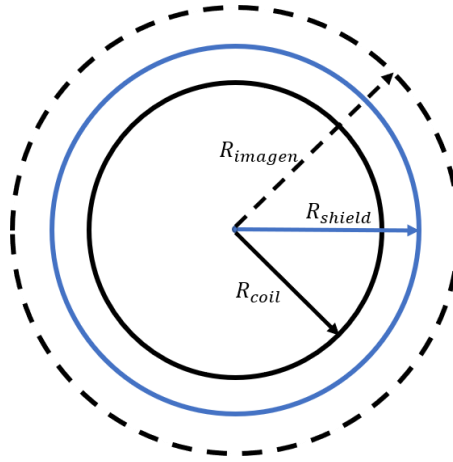


Figura 3.16 Distancia de la shield con respecto al centro.

Donde:

$$R_{imagen} = \frac{R_{shield}^2}{R_{coil}^2} \quad (3.28)$$

Esta imagen resultante puede caracterizarse como una segunda Birdcage Coil pero con un radio igual a R_{imagen} y cuya corriente circula en sentido contrario a la coil original. Debido a ello, se produce una pequeña variación en la ecuación de Inductancia Efectiva (3.14) ya que, por un lado, para el cálculo de la inductancia mutua de una pierna n con las $N-1$ piernas restantes, hay que añadir también la inductancia mutua de las N piernas de la imagen resultante. Luego k sería igual a $2N-1$ (expresión 3.29) [9].

$$L_n^{eff} = L_n^{self} + \sum_{m=1, m \neq n}^{2N-1} \delta_{nm} \left| \frac{I_m}{I_n} \right| M_{m,n} \quad (3.29)$$

Debido a que el coseno del ángulo que forman las corrientes entre las coils es menor que 0, la inductancia efectiva disminuirá ya que δ_{nm} es igual a -1. Dando lugar a un incremento de la capacidad a calcular (expresión 3.25).

Por otro lado, por comodidad en el cálculo, la inductancia mutua entre los elementos de las anillas de la coil original y de la imagen no han sido tomados en cuenta.

4 Diseño y análisis del sistema

4.1 Birdcage coil sin phantom

A continuación, se describe el diseño de una Birdcage coil paso banda en el entorno de CST Design Studio.

En primer lugar, se escogerá como fuente externa, un campo de inducción magnética en estática (B_0) de valor de 1.5T. Atendiendo a la ecuación 2.2 y a la tabla 2.1 se obtiene una frecuencia de resonancia de:

$$\omega [MHz] = 1.5 [T] \cdot 42.58 \left[\frac{MHz}{T} \right] = 63.87 [MHz] \approx 64 [MHz] \quad (4.1)$$

4.1.1 RF Birdcage Coil

Para el diseño de la coil se han definido las siguientes características:

<i>Características físicas</i>	<i>Medida [cm]</i>
<i>Radio del resonador</i>	35
<i>Grosor de todos los elements</i>	0.5
<i>Longitud de las piernas</i>	100
<i>Distancia entre segmentos de ER</i>	1
<i>Ancho de los segmentos ubicados en el ER</i>	4.5
<i>Ancho de las piernas</i>	2.5
<i>Longitud de la shield</i>	106
<i>Ancho de la shield</i>	2.5

Tabla 4.1 Medidas del resonador.

Dando lugar a la siguiente figura:

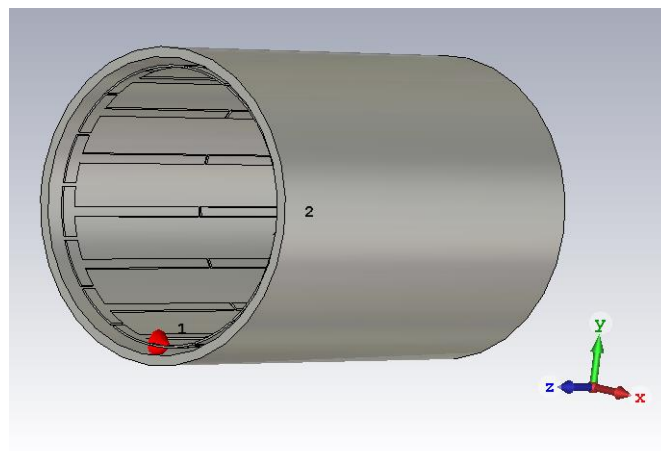


Figura 4.1 Band Pass Birdcage Coil

Atendiendo a las ecuaciones del apartado de Cálculo de inductancias, para las medidas comentadas anteriormente, obtenemos los siguientes valores de inductancias efectivas y autoinductancias:

L_{LEG}^{self}	976.41 nH
L_{LEG}^{eff}	447.79 nH
L_{ER}^{self}	95.20 nH
L_{ER}^{eff}	133.37 nH

Tabla 4.2 Inductancias efectivas del resonador.

Con estos valores, las corrientes calculadas en el apartado de Análisis del circuito, una frecuencia de 64MHz y un valor de $C = 68$ pF, obtenemos un valor de $C' = 41.327$ pF.

Siendo este diseño el de un resonador vacío cabe esperar que la potencia no sea disipada en ninguna carga Z_L , por lo que se reflejará toda por el puerto de entrada o de lo contrario se transmitirá al segundo puerto, sin tener en cuenta las pérdidas producidas por la propia estructura. Sin embargo, ambos puertos son de excitación y deberían estar desacoplados para que no se produzca ningún fenómeno de interferencia (Figura 4.2).

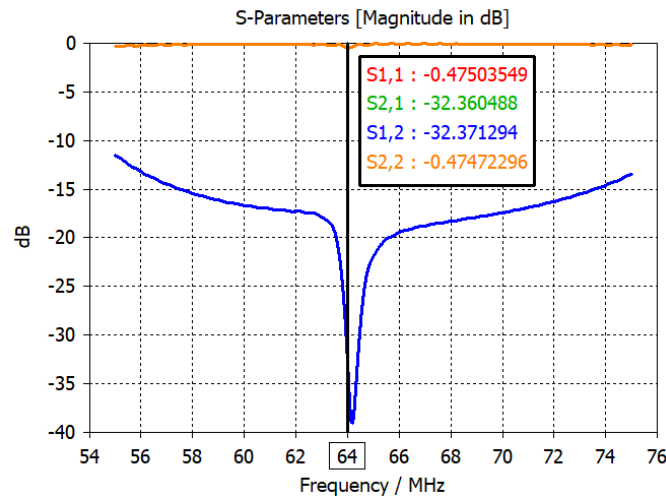


Figura 4.2 Parámetros S del resonador sin carga.

Al ser una estructura simétrica, su matriz de parámetros S será también simétrica y recíproca a la vez, es decir, $S_{ij} = S_{ji}$ y $[S] = [S]^t$.

4.1.2 Red de adaptación y Branch Line

A continuación, es necesario comprobar las características de este resonador con el fin de comprobar si la especificación de desacoplo entre puertos y adaptación expuesta en el capítulo de Objetivos se cumplen. Para ello, en primer lugar, es necesario el diseño de una red de adaptación que permitirá que la coil resuene a la frecuencia deseada. En la figura 4.3 se observa que la carga a adaptar a 64MHz se encuentra fuera del círculo unidad por lo que utilizaremos la configuración tipo 2 analizada en el apartado de Red de adaptación con sus respectivas ecuaciones.

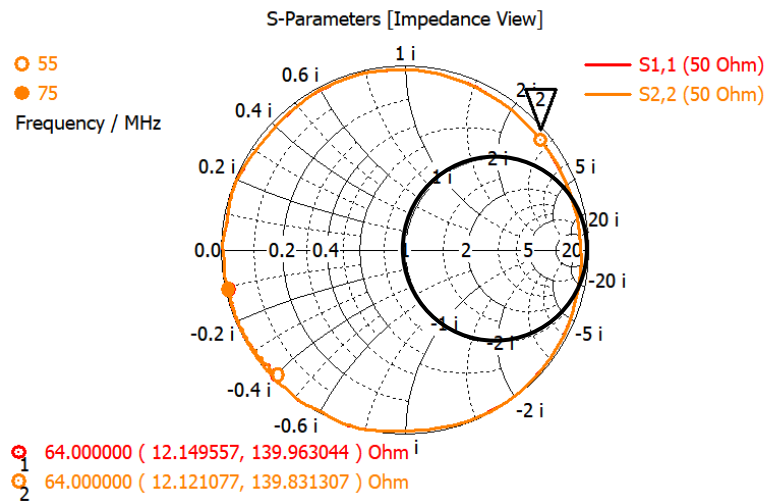


Figura 4.3 Carta de Smith del resonador vacío sin adaptar.

La figura 4.4, muestra el circuito resultante tras insertar la red de adaptación en cada uno de sus puertos de excitación.

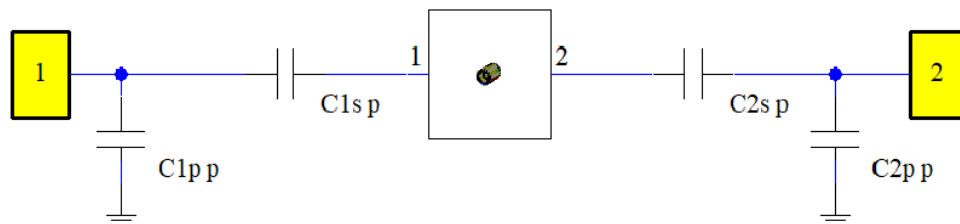


Figura 4.4 Red de adaptación con elementos concentrados en forma de L.

Donde los puertos han sido configurados con el fin de que produzcan una excitación desfasada 90 grados entre sí dando lugar a una buena adaptación a la frecuencia deseada. (Figura 4.5).

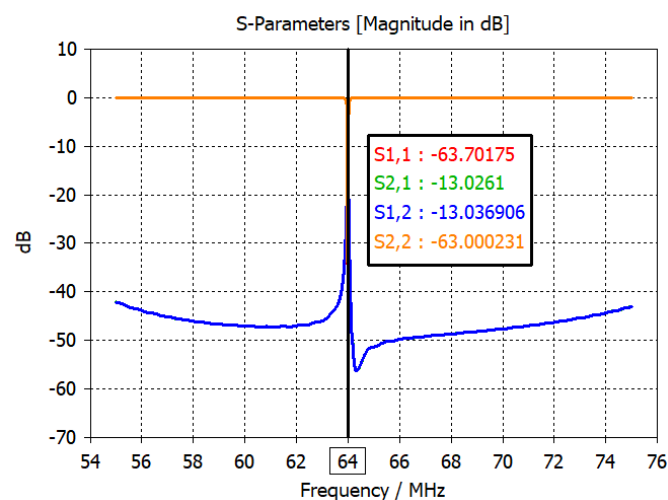


Figura 4.5 Parámetros S tras la adaptación del resonador.

Como se ha comentado anteriormente, con el fin de poder ahorrar en recursos y con ello poder excitar el resonador con una única señal procedente de un transmisor, se procederá al diseño de un acoplador 90° y 3dB Branch Line. Este acoplador ha sido diseñado en microstrip (Figura 4.6). Sin embargo, a esta frecuencia la longitud de la microstrip es bastante larga. Por lo que se procede al diseño de un acoplador Branch Line con elementos concentrados (Figura 4.7). La tabla 4.3 muestra dicha comparativa de los parámetros que nos interesan.

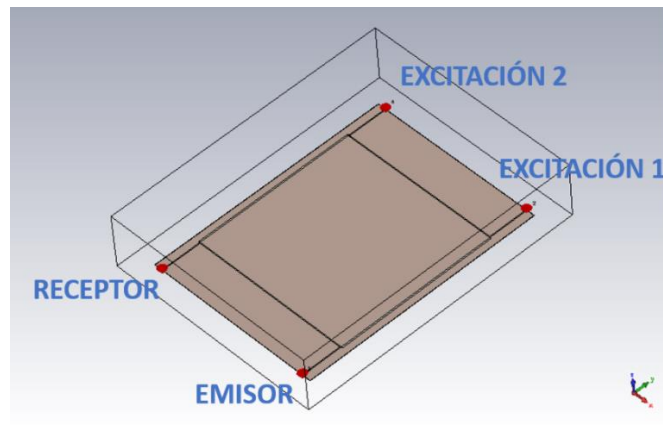


Figura 4.6 Diseño de Branch Line en microstrip.

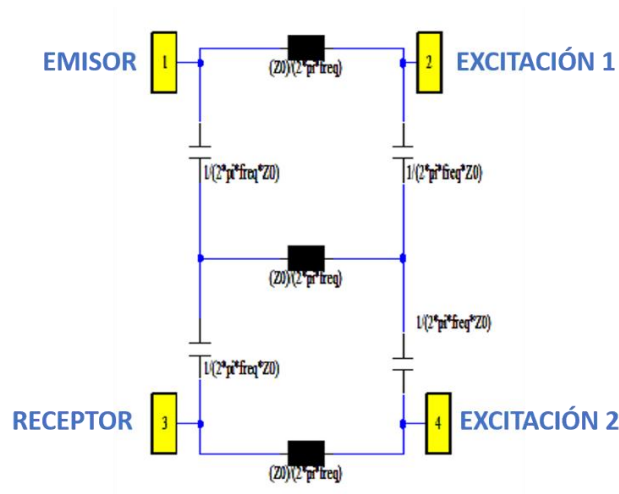


Figura 4.7 Branch Line con elementos concentrados.

	<i>Microstrip Branch Line [dB]</i>	<i>Lumped Branch Line [dB]</i>
<i>S11</i>	−47.48	−72.30
<i>S21</i>	−3.35	−3.01
<i>S31</i>	−54.19	−72.30
<i>S41</i>	−2.78	−3.01

Tabla 4.3 Comparativa Branch Line en microstrip vs elementos concentrados.

Unificando el acoplador Branch Line con el resonador adaptado, obtenemos el siguiente circuito.

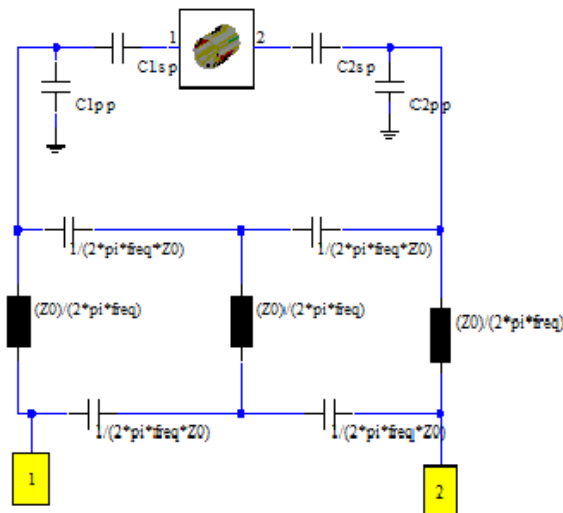


Figura 4.8 Circuito Branch Line + RF Coil.

Dando lugar a la siguiente representación de parámetros S:

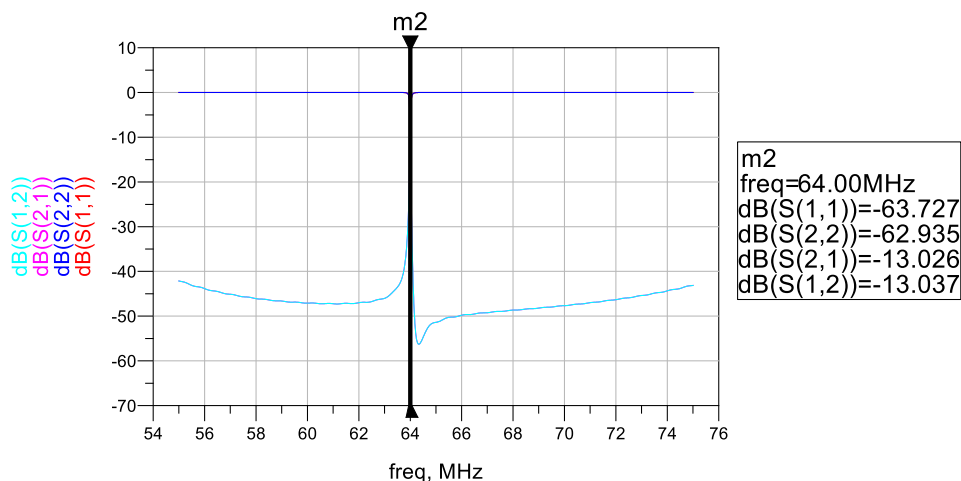


Figura 4.9 Parámetros S de circuito Branch Line + RF Coil.

Donde se puede observar que, a pesar de haber perdido un poco desacoplo entre los puertos, se obtiene una adaptación bastante buena en la frecuencia de resonancia.

4.2 Birdcage coil con Phantom

En el ámbito de la imagen por resonancia magnética se utilizan muy a menudo phantoms como sustitutos homogéneos de los tejidos humanos, con el fin de garantizar que la sistemática y la metodología para obtener imágenes del volumen o superficie a analizar, funcionen correctamente antes de introducir a pacientes.

En este TFG el phantom utilizado se trata de un cilindro con las siguientes características:

Permitividad eléctrica (ϵ)	78
Permitividad magnética (μ)	1
Conductividad eléctrica [S/m]	0.65

<i>Densidad</i> [kg/m^3]	1027
------------------------------	------

Tabla 4.4 Características eléctricas del phantom.

Atendiendo a las características anteriores, obtenemos su gráfica de dispersión, representada en la figura 4.10. Donde, Eps' expresa la componente real de la permitividad dieléctrica compleja y Eps'' , la parte imaginaria de permitividad dieléctrica compleja, es decir, el factor de pérdidas en el dieléctrico y, por último, $TangD$ indica la relación entre Eps'' y Eps' , es decir, expresa la tangente de pérdidas.

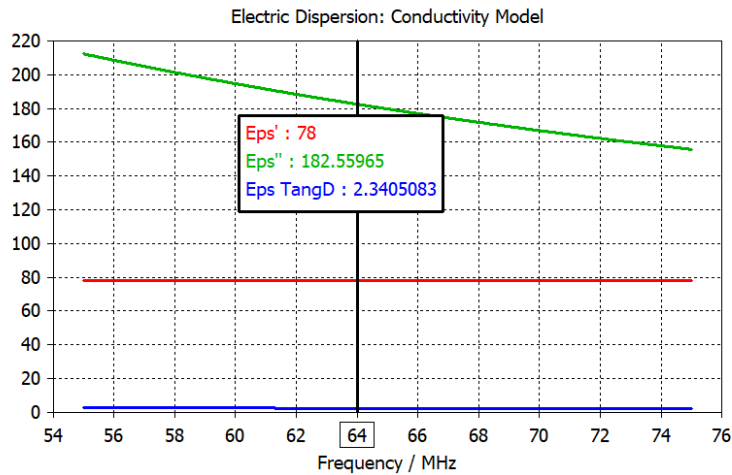


Figura 4.10 Tabla de dispersión del phantom utilizado.

Al tratarse de un dieléctrico con las anteriores características, cabe destacar que gran parte de la potencia emitida por los puertos será disipada en el material. Debido al nuevo valor de Eps' la frecuencia de resonancia o de Larmor se verá desplazada (Figura 4.11). Es por ello por lo que se diseñarán dos nuevas redes de adaptación (Figura 4.12).

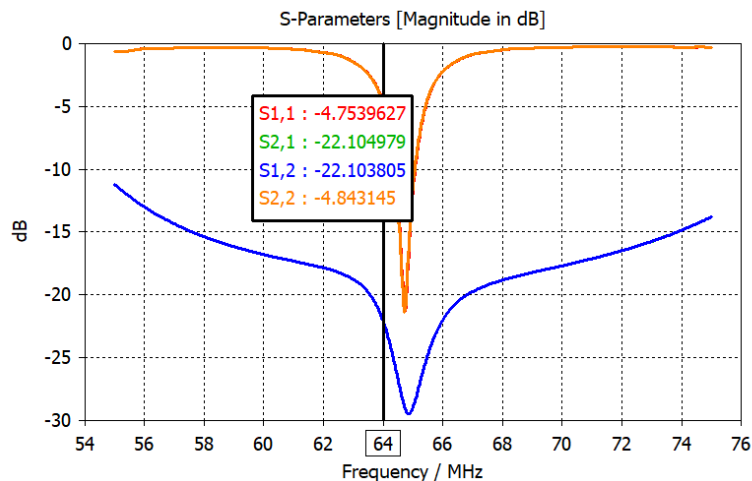


Figura 4.11 Parámetros S del resonador cargado con el phantom.

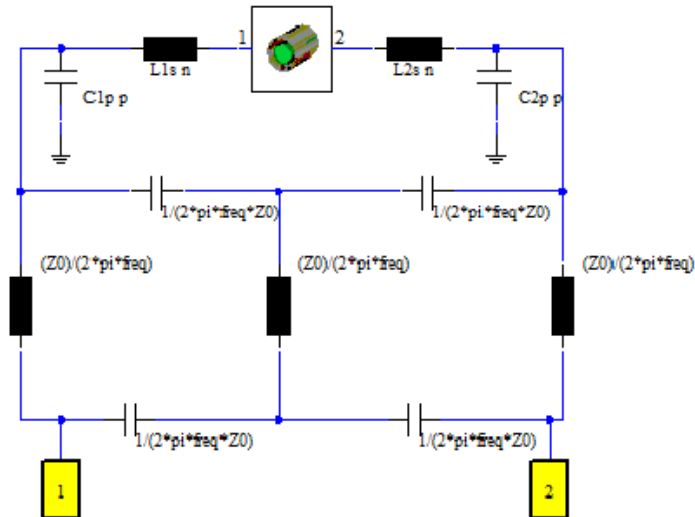


Figura 4.12 Circuito resultante de Branch Line + RF Coil con pérdidas.

Esta configuración, da lugar a una buena adaptación a la vez que se produce también, un buen desacoplo entre los puertos de excitación a la frecuencia de resonancia (Figura 4.13).

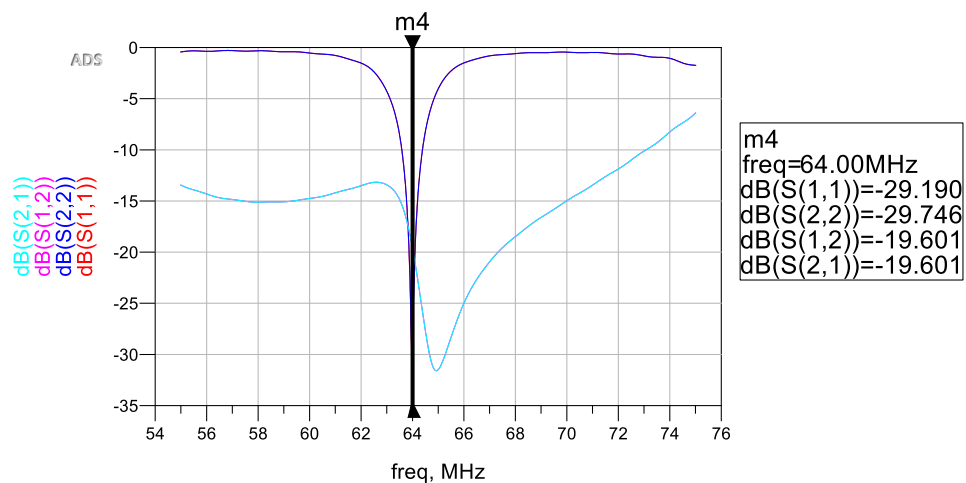


Figura 4.13 Parámetros S del circuito Branch Line + RF Coil con pérdidas.

5 Análisis de los campos electromagnéticos en el Birdcage Coil

Hasta ahora, se ha enfocado en la correcta adaptación de los distintos bloques que configuran el sistema de radiofrecuencia de MRI con el fin de que se produzca el fenómeno de máxima transferencia de potencia sobre la carga introducida.

Debido a que la imagen de resonancia magnética procede del centro de la coil, se han analizado diferentes prestaciones en esta posición. Y, a modo informativo, se han analizado las mismas prestaciones a lo largo de la coil vacía y del phantom. Para ello se ha establecido una región de interés (ROI) el cual avanza por el phantom a lo largo del eje longitudinal. (Figura 5.1).

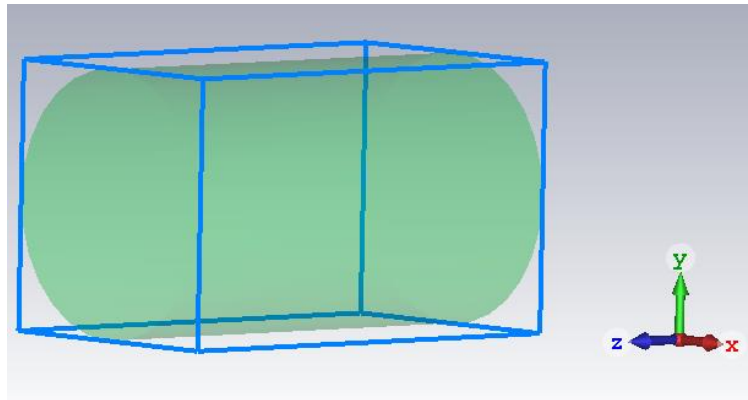


Figura 5.1 Región de interés (ROI).

Para realizar estas medidas se ha utilizado una interfaz que es capaz de conseguir la interacción entre CST Design Studio y el entorno Matlab. Esta interfaz es esta descrita más detalladamente en el anexo Manual del programador.

5.1 Análisis del campo magnético de radiofrecuencia.

Como se ha venido comentando hasta ahora, el campo B_1^+ es el campo magnético de radiofrecuencia que gira en el mismo sentido que la precesión de los protones generado por la Birdcage Coil, el cual es perpendicular al campo estático externo B_0 . A continuación, este campo de radiofrecuencia será analizado tanto a nivel lineal como a nivel superficial.

5.1.1 Campo magnético de radiofrecuencia sin phantom

Tras haber diseñado el resonador en el apartado RF Birdcage Coil, se puede apreciar en las figuras 5.2, 5.3 y 5.4 que, el requerimiento de que el campo de radiofrecuencia proporcionado por el resonador sea uniforme en el interior de este se cumple a lo largo de sus ejes transversales y su eje longitudinal respectivamente cuando el resonador está vacío.

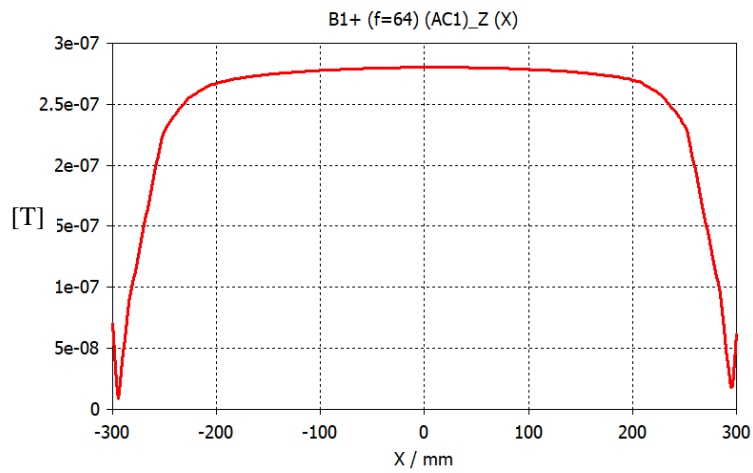


Figura 5.2 Uniformidad del campo de RF producido por el resonador a lo largo del eje transversal X.

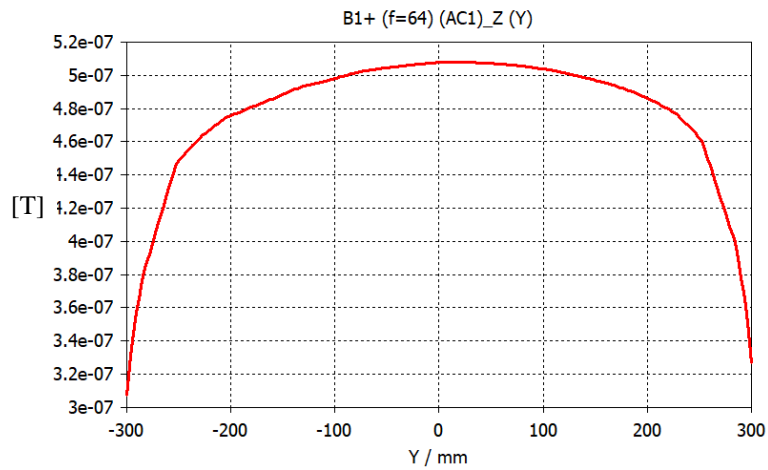


Figura 5.3 Uniformidad del campo de RF producido por el resonador a lo largo del eje transversal Y.

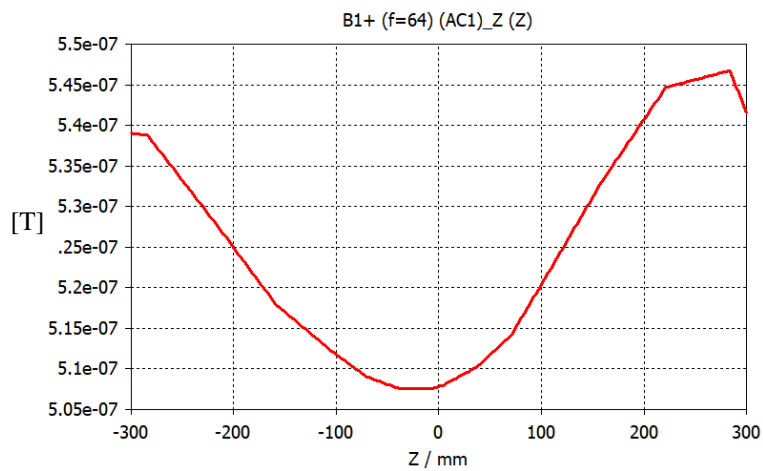


Figura 5.4 Uniformidad del campo de RF producido por el resonador a lo largo del eje longitudinal Z.

5.1.2 Campo magnético de radiofrecuencia con phantom

El presente análisis se realiza con el phantom introducido en el interior, dando lugar al siguiente campo de radiofrecuencia en sus ejes transversales y en su eje longitudinal (Figuras 5.5, 5.6, 5.7 respectivamente).

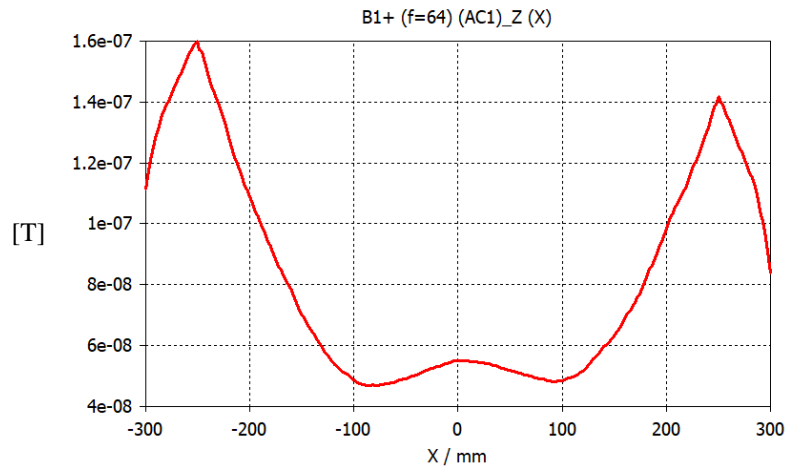


Figura 5.5 Uniformidad del campo de RF producido por el resonador a lo largo del eje transversal X.

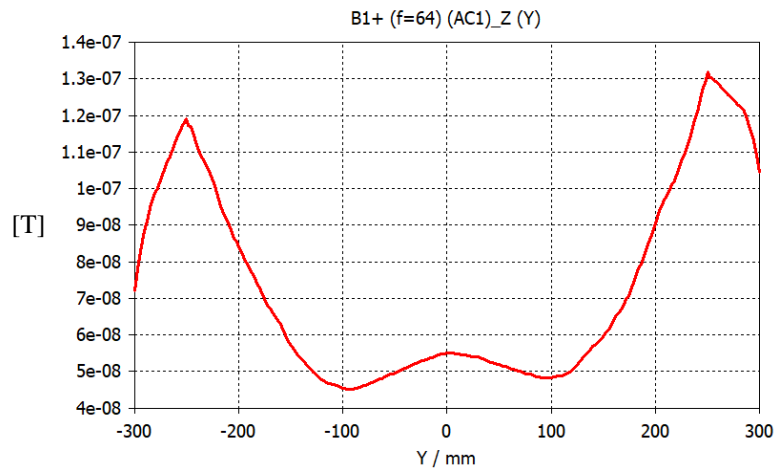


Figura 5.6 Uniformidad del campo de RF producido por el resonador a lo largo del eje transversal Y.

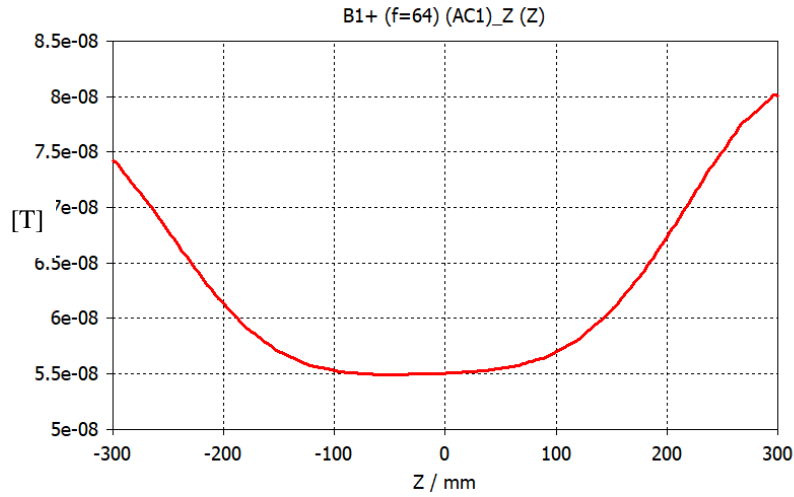


Figura 5.7 Uniformidad del campo de RF producido por el resonador a lo largo del eje longitudinal Z.

Donde se puede ver que el campo de radiofrecuencia sigue siendo bastante uniforme en el centro de la coil pero en una región más pequeña.

Con el fin de observar esta uniformidad del campo de radiofrecuencia (B_1^+) de una forma más detallada, se ha calculado este campo con una sección transversal sobre el centro del resonador. (Figura 5.8).

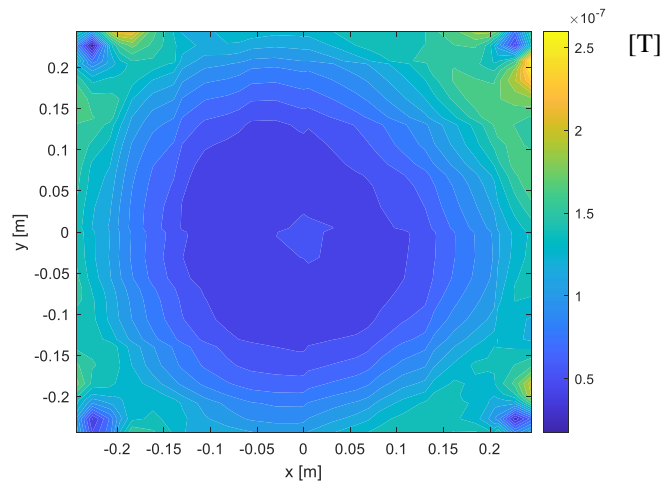


Figura 5.8 Campo B_1^+ [T] en el centro del resonador cargado.

También es conveniente calcular este campo sobre distintas áreas de la misma muestra con el fin de que el comportamiento del campo de radiofrecuencia tenga una cierta similitud a lo largo del volumen (Figura 5.9).

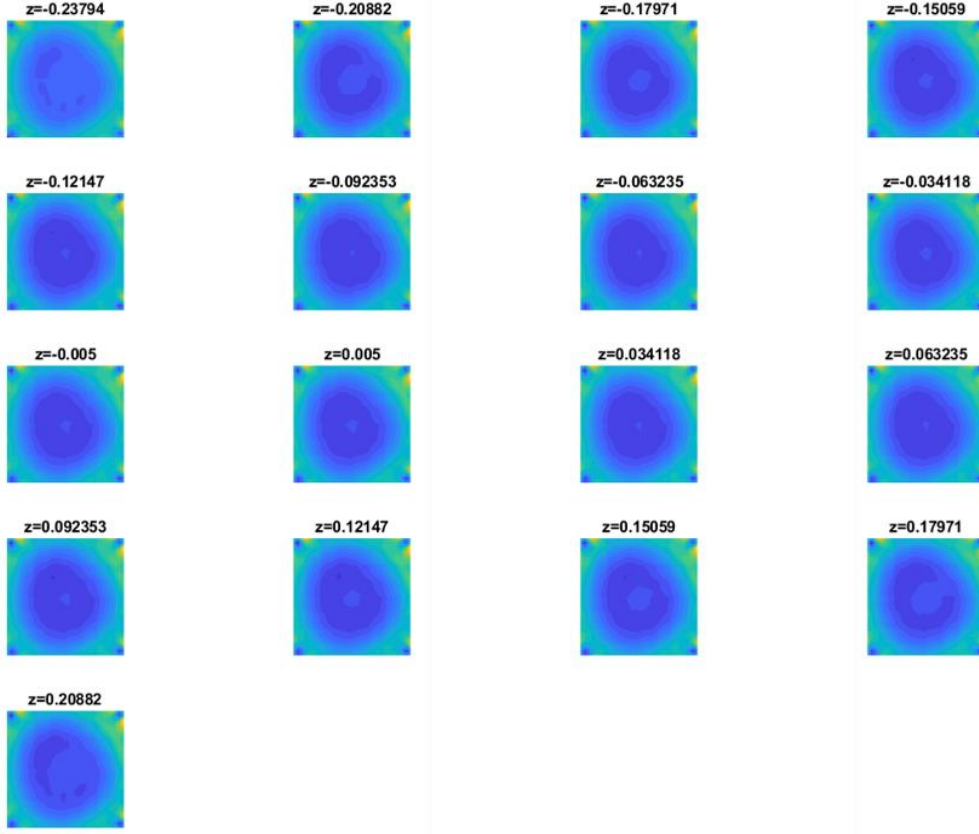


Figura 5.9 Cálculo de B_1^+ en distintos planos transversales a lo largo del plano longitudinal.

Para determinar la homogeneidad del campo B_1 se ha usado el coeficiente de variación, definido como la relación entre la desviación estándar y la media de las muestras en un determinado área o volumen [12].

$$CV = \frac{\sigma}{\mu} = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (|B_{1i}^+| - \mu)^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |B_{1i}^+|} \quad (5.1)$$

Donde N es el número de muestras que hay en la región de interés, $|B_{1i}^+|$, es el valor absoluto del campo B_1^+ en un punto dado y μ es la media del valor absoluto del campo B_1^+ en la región de interés dada por la siguiente expresión:

$$\mu = \frac{\sum_{i=1}^N |B_{1i}^+|}{N} \quad (5.2)$$

Es decir, en nuestro caso, el coeficiente de variación mide que tan alejados se encuentran los valores del campo B_1^+ sobre la media en una región dada.

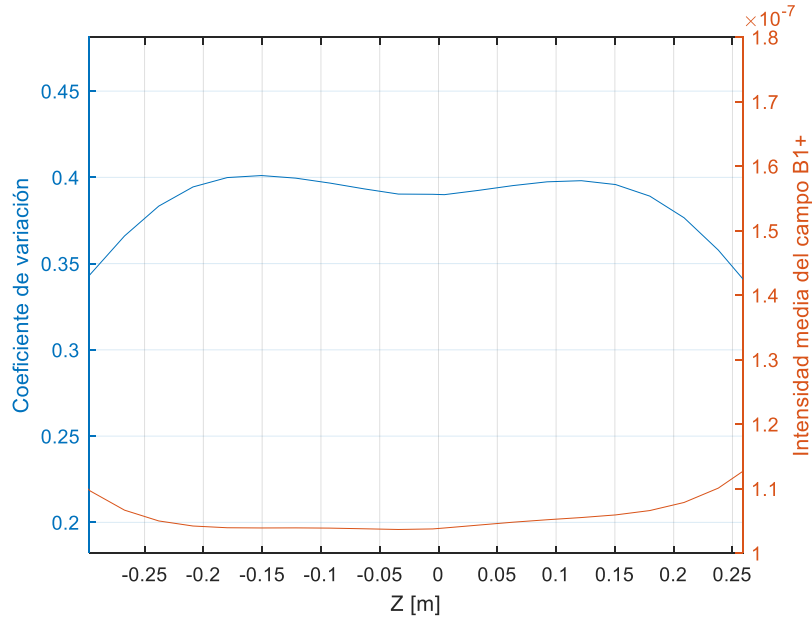


Figura 5.10 Coeficiente de variación e intensidad media del valor absoluto del campo B_1^+ a lo largo del eje longitudinal del resonador.

Otro parámetro importante a tener en cuenta se determina mediante la relación que existe entre los campos B_1^+ y B_1^- .

En la figura 5.11, se puede observar la relación B_1^+/B_1^- medida en dB, en el centro de la coil. Por otro lado, en la figura 5.12 se ha representado dicha relación a lo largo de todo el phantom.

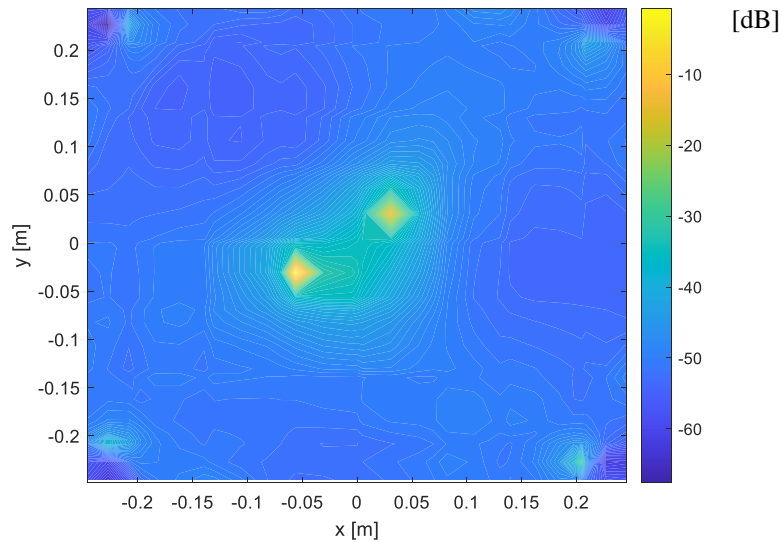


Figura 5.11 Relación B_1^+/B_1^- en dB del resonador en $z = 0$ [m].

Se puede observar que, en el centro de la coil, lugar de donde se obtiene la imagen, esta eficiencia es más notable.

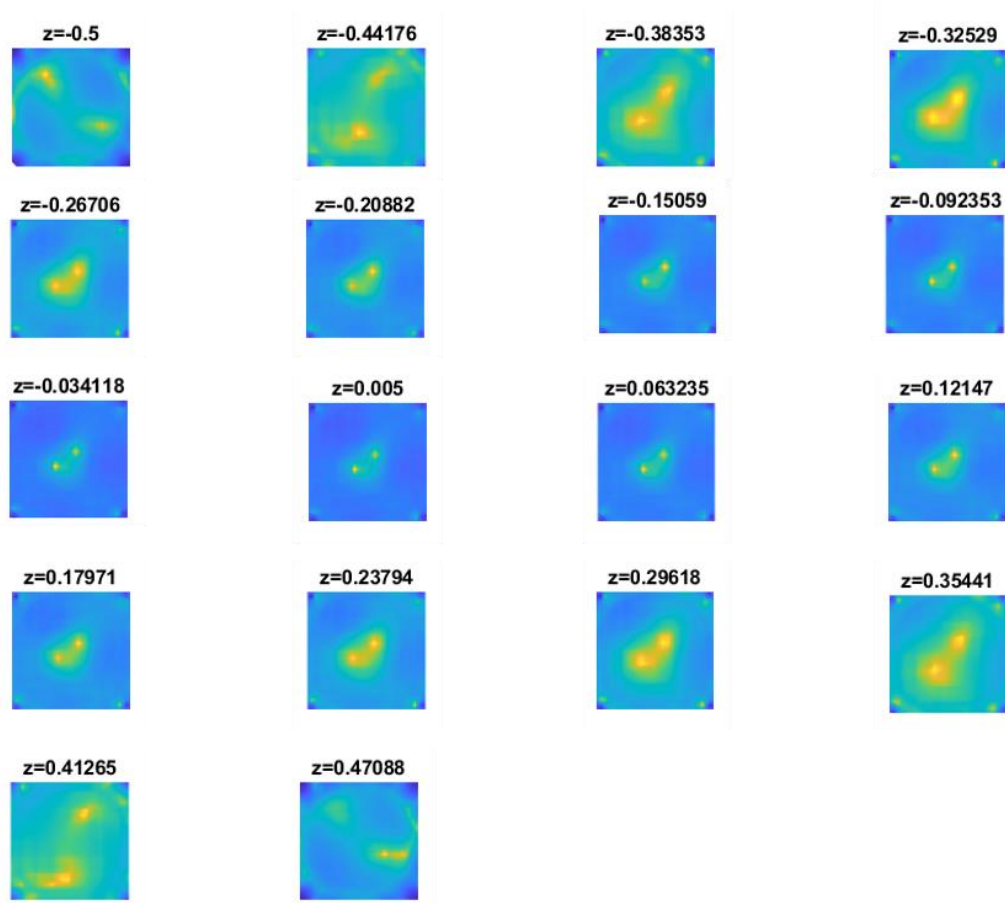


Figura 5.12 Relación B_1^+ / B_1^- en dB del resonador en diferentes planos transversales a lo largo del plano longitudinal.

5.2 Análisis de la tasa de absorción específica

La tasa de absorción específica (SAR por sus siglas en inglés), se define como la cantidad de energía de radiofrecuencia que absorbe un cuerpo con una cierta masa asociada al ser expuesto a un campo electromagnético [14]

La tasa de absorción específica puede ser calculada como la relación que existe entre la potencia disipada en un volumen y la densidad asociada a ese volumen (expresión 5.3).

$$SAR(R) = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho} \quad (5.3)$$

Donde $|E|^2$, es la magnitud al cuadrado del campo eléctrico dentro del volumen R, σ es la conductividad de la muestra y ρ es la densidad de la muestra. Usualmente, se considera el cálculo de la SAR sobre un volumen con una determinada masa, de tal forma que ésta se calcula integrando la expresión 5.4 como:

$$\langle SAR \rangle_V = \frac{1}{2M} \int_{R(M)} SAR(R) dM \quad (5.4)$$

Donde M es la masa de la muestra situada en el interior de la coil y R es el volumen del phantom.

Esta tasa de absorción específica medida en el centro del resonador se presenta en la figura 5.13.

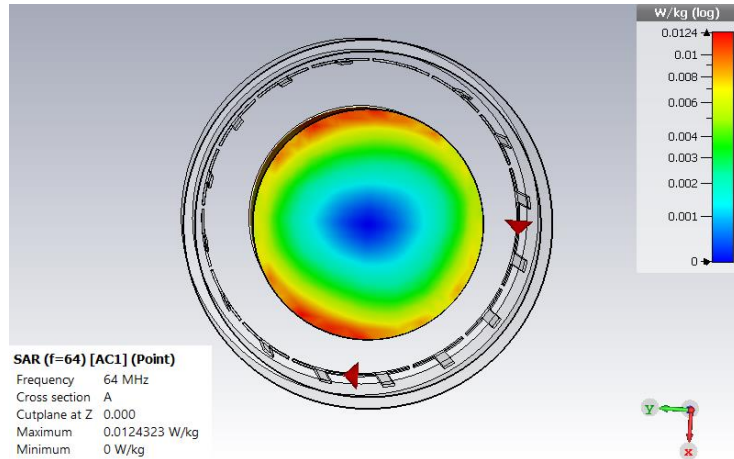


Figura 5.13 Tasa de absorción específica (SAR) en el centro del resonador.

Por otro lado, con el fin de evaluar esta tasa en distintos puntos del resonador, se han realizado dos cortes, uno longitudinal y otro transversal, que dividen el phantom en dos hemisferios, norte-sur y este-oeste (Figura 5.14).

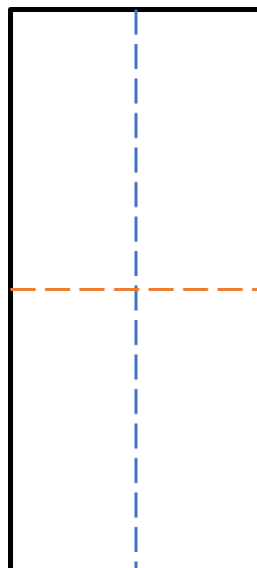


Figura 5.14 Corte transversal y longitudinal sobre el phantom.

El nivel de SAR sobre el corte longitudinal se ve reflejado en la figura 5.15. Donde se puede observar que el nivel de absorción es bajo pero uniforme en el centro y va aumentando a medida que se acerca a los bordes.

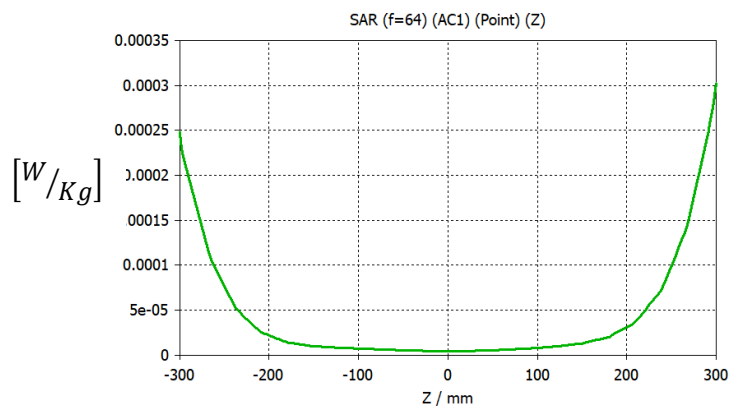


Figura 5.15 Tasa de absorción específica a lo largo del eje Z.

Lo mismo ocurre con el corte transversal reflejado en la figura 5.16.

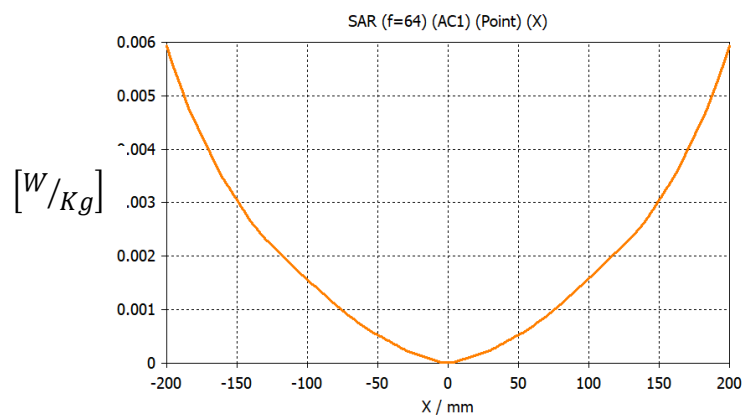


Figura 5.16 Tasa de absorción específica a lo largo del eje X.

6 Conclusiones y trabajo futuro

6.1 Conclusiones

En este TFG se realiza un diseño de una Birdcage Coil de dos puertos usando el método de circuitos equivalentes el cual, mediante el cálculo de inductancias efectivas teniendo en cuenta el fenómeno de inductancias mutuas, da lugar a una buena aproximación del problema real con tiras conductoras.

Excitando los dos puertos en cuadratura se ha conseguido el desacoplo entre ellos cuando son excitados al mismo tiempo. Este desacoplo es de -13 dB cuando el resonador se encuentra vacío y de aproximadamente -20 dB cuando este se encuentra cargado con un phantom con ciertas características eléctricas. Por otro lado, las pérdidas de retorno cuando el resonador está cargado con el phantom son mayores de 30 dB, lo que significa que es muy poca la potencia que está siendo reflejada tanto del primer puerto como del segundo. Luego se podría afirmar que, tanto la red de adaptación con elementos concentrados como el acoplador Branch Line de 90° y 3dB, también con elementos concentrados dan lugar a una buena adaptación del sistema, un buen desacoplo de los dos puertos y la excitación en cuadratura requerida del aparatado de Objetivos.

También, el campo magnético de radiofrecuencia B_1^+ proporcionado por el resonador tiene un valor de $2.88\mu T$ en el centro de la coil, el cual se encuentra en el mismo orden de magnitud de los campos que proporciona una Birdcage Coil de aproximadamente las mismas características cuando está cargado.

Como se ha podido observar en el capítulo de Análisis de los campos electromagnéticos en el Birdcage Coil, se ha proporcionado un campo bastante uniforme, de alrededor el 40% de uniformidad, a lo largo del eje longitudinal.

Por otro lado, en la región de donde se tomará la imagen, es decir, en el centro de la coil, se obtiene una relación B_1^+/B_1^- máxima.

Por último, al estar la tasa de absorción específica (SAR) directamente relacionada con el valor absoluto al cuadrado del campo eléctrico, un alto valor de esta podría resultar perjudicial para la salud del paciente u objeto introducido en el interior. En el diseño de esta Birdcage Coil, este valor de SAR es de 0.0124 W/Kg.

6.2 Trabajo futuro

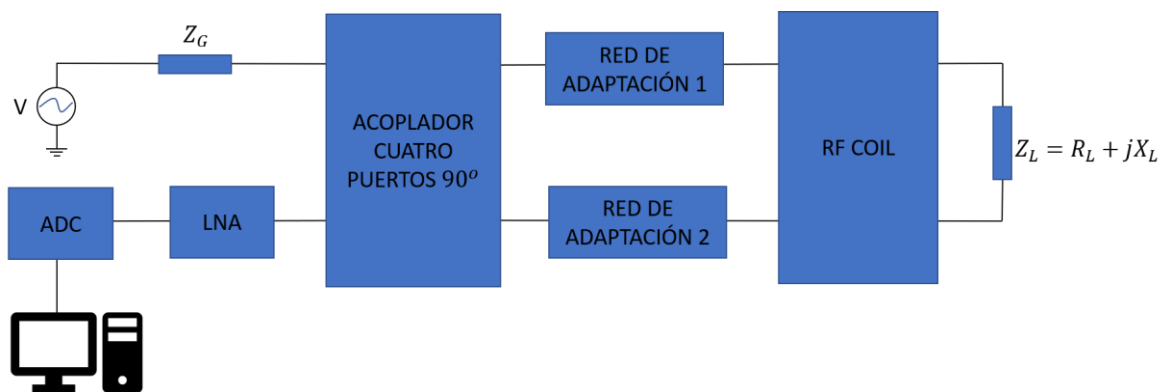
El campo de la imagen por resonancia magnética se ha encontrado en continuo crecimiento durante la última década. El principal avance decae en los equipos que son capaces de trabajar en ultra campo, es decir, equipos que son capaces de trabajar con un campo de hasta 21 Tesla, lo que da lugar a una frecuencia de resonancia de 894.2MHz para el protón de Hidrógeno. La principal ventaja de esta técnica es que, este incremento del campo magnético da lugar a una relación señal a ruido bastante alta lo que se traduce en la obtención de imágenes de una mayor resolución espacial en un tiempo bastante menor al utilizado con campos convencionales. Por lo que, como trabajo futuro, se

propone el diseño de una Birdcage Coil el cual sea capaz de soportar frecuencias más altas.

También, con el fin de obtener más grados de libertad para conformar el campo magnético y con ello mejorar la calidad de la imagen, se propone la adición del número de puertos de la Birdcage Coil aunque ello implique más complejidad.

Por otro lado, en el sistema diseñado se propone la adición de dos bloques más en la parte de recepción de la señal. En primer lugar, se diseñará un sistema de amplificación denominado Low Noise Amplifier (LNA) con el fin de que la débil señal que se recibe del resonador no sea consumida por el ruido a medida que viaja por la línea de transmisión o por la circuitería en este caso. Conectado a este, se encontrará un ADC, el cual transformará la señal analógica a digital para que la señal pueda ser leída y tratada por el ordenador.

Dando lugar al siguiente sistema:



Referencias

- [1] Schild, H. H. (1992). *RM Hecha fácil*.
- [2] Mañko, Monika. (2019). *Electromagnetic simulation of low-pass birdcage coil*. MATEC Web of Conferences. 252. 05011. 10.1051/mateconf/201925205011.
- [3] Ashok Srinivas Vijayaraghavan, & Dunleavy, L. (2011). Design and Optimization Hybrid Couplers. *High Frequency Electronics*, August.
- [4] Poole, C. & Darwazeh, I. (2015). *Microwave Active Circuit Analysis and Design*. 10.1016/C2012-0-03171-7.
- [5] *Apuntes de Electronica de comunicaciones de Juan Córcoles Ortega (2018)*
- [6] *Apuntes de Fundamentos de transmisión y propagación de Onda de Jorge Alfonso Ruiz Cruz (2017)*
- [7] Chin, C. L. (1997). *Birdcage Inductance Calculations*. Penn State.
- [8] Snyder, J. N., & Grover, F. C. (1964). *Inductance Calculations Working Formulas and Tables*. In *Mathematics of Computation* (Vol. 18, Issue 85).
- [9] Chin, Chih-Liang & Collins, Christopher & Li, Shizhe & Dardzinski, Bernard & Smith, Michael. (2002). *BirdcageBuilder: Design of Specified-Geometry Birdcage Coils with Desired Current Pattern and Resonant Frequency*. *Concepts in Magnetic Resonance*.
- [10] Jin, J. (2018). *Electromagnetic analysis and design in magnetic resonance imaging*.
- [11] Dardzinski, Bernard & li, Sirui & Collins, Christopher & Williams, Gerald & Smith, Michael. (1998). *A Birdcage Coil Tuned by RF Shielding for Application at 9.4 T*. *Journal of magnetic resonance* (San Diego, Calif.: 1997). 131. 32-8. 10.1006/jmre.1997.1334.
- [12] Graesslin, I., Homann, H., Biederer, S., Börnert, P., Nehrke, K., Vernickel, P., Mens, G., Harvey, P., & Katscher, U. (2012). *A specific absorption rate prediction concept for parallel transmission MR*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 68(5), 1664–1674. <https://doi.org/10.1002/mrm.24138>

Glosario

MRI	Magnetic resonance imaging/ Imagen por resonancia magnética.
NMR	Nuclear magnetic resonance/ Resonancia magnética nuclear.
RF	Radiofrecuencia.
B_1	Campo magnético de radiofrecuencia.
B_0	Campo magnético estático externo.
SAR	Specific Absorption Rate/ Tasa de absorción específica.

Anexos

A Manual del programador

Con el fin de estudiar las prestaciones que ofrece la Birdcage Coil, se ha utilizado una interfaz capaz de recoger los resultados del entorno de CST y poder trabajar con ellos en el entorno de Matlab, el cual puede resultar más familiar. Esta interfaz se desarrolla a partir del fichero ResultReader.dll, el cual, recoge los datos simulados del proyecto “.cst” que se encuentre en la misma carpeta. Sin embargo, para poder hacer uso de este fichero es necesaria la descarga del Add-On "MATLAB Support for MinGW-w64 C/C++ Compiler" el cual permitirá utilizar funciones de C y C++ en el Matlab mediante la función *calllib*.

Las funciones utilizadas en este TFG son las siguientes:

- Int CST_OpenProject(char const*cProjPath, CSTProjHandle *projHandle). El cual nos permite abrir un proyecto del entorno CST dado un path.
- Int CST_GetMeshInfo(CSTProjHandle const*projHandle, int*nxyz). Permite establecer los límites de la estructura diseñada en CST en forma de vector en Matlab.
- Int CST_GetHexMesh(CSTProjHandle const*projHandle, double*nxyzLines). Devuelve la posición de los grid.
- Int CST_Get3DHexResultSize(CSTProjHandle const*projHandle, char const *cTreePathName, int iResultNumber, int *nDataSize). Devuelve el tamaño del volumen seleccionado.
- Int CST_Get3DHexResult(CSTProjHandle const*projHandle, char const *cTreePathName, int iResultNumber, float *dData). Devuelve el valor del resultado 3D.

Int CST_CloseProject(char const*cProjPath, CSTProjHandle *projHandle). Permite cerrar el proyecto abierto.